



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO**



FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

**RESISTENCIA A LA FRACTURA CÍCLICA DE LOS
SISTEMAS PROTAPER NEXT®, HYFLEX®, K3XF® Y
K3®**

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

C I R U J A N O D E N T I S T A

P R E S E N T A:

JULIO CÉSAR CHÁVEZ VERA

TUTOR: Esp. DANIEL DUHALT ÍÑIGO

ASESOR: Dr. CARLOS ANDRÉS ÁLVAREZ GAYOSSO

MÉXICO, D.F.

2015



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.



AGRADECIMIENTOS

Gracias a dios por permitirme cumplir un sueño propuesto durante muchos años de mi vida, dotándome de paciencia, sabiduría y amor.

A la Universidad Nacional Autónoma de México por darme un espacio en su gloriosa Facultad de Odontología.

Al Dr. Daniel Duhalt por su asesoría y su valioso conocimiento que me compartió, por su dedicación hacia este proyecto y por la motivación que me imprime para seguir preparándome.

Al Dr. Carlos Álvarez por brindarme la oportunidad de trabajar junto a él y compartirme su asesoría en toda la elaboración de este trabajo.

Al Dr. Jorge Guerrero Íbarra por brindarme ayuda en la realización de este proyecto, regalarme buenos momentos con sus pláticas y enseñanzas.

A la Dra. Evelia por ayudarme a la realización de terminar este sueño, compartirme sus conocimientos y su valiosa amistad.

A todos los Doctores que me ayudaron durante toda mi formación académica y a los que me ayudaron a terminar este proyecto.



DEDICATORIAS

A mi mamá Laura por ser mi amiga y mi confidente, por ayudarme en todo este proceso de aprendizaje de desvelos y de aventura por darme todo su amor y paciencia mama te amo.

A mi papá Mateo por brindarme esta oportunidad de realizar mi sueño por ser mi gran apoyo, por brindarme su amistad, cariño y toda su lealtad gracias por todo lo que me ha brindado te amo.

A mi abuelo Mateo que está en mi corazón y por ser una persona clave en la realización de mi familia, a mi abuela Juana por ser la más consentidora grandiosa y luchona gracias por todo su amor.

A mi abuelo pipis por creer en mí, darme todo su cariño y amor, a mi abuela mimis por consentirme, ayudarme y quererme como solo tú sabes.

A mis hermanas Fátima Y Monserrat por creer en mi por ayudarme y soportarme todo este tiempo, solo recuerden que el camino es largo y duro pero la recompensa es lo más bonito, las amo.

A Vania por ser mi amiga, compañera, novia y mi gran ayuda en este duro camino por darme todo tu amor, cariño, comprensión, respeto, sabiduría y tu paciencia gracias por impulsarme a salir adelante en todos estos proyectos te amo.



A toda mi familia, primos tíos, tías y todas esas personas que estuvieron motivándome gracias por creer en mí, por apoyarme y ayudarme para terminar mi sueño los quiero son los mejores.

A todos mis amigos que me acompañaron en este proyecto muchas gracias por su apoyo, en especial a Gustavo por su sinceridad y apoyo, a Bianca por tu apoyo y ayuda en muchos momentos.

Aunque sea un acto inútil, el esfuerzo que le pones se queda dentro de ti.

Gracias.



ÍNDICE

Resumen.....	8
1. Introducción.....	10
2. Marco teórico.....	12
2.1 Historia.....	12
2.2 Aleaciones de Níquel-Titanio.....	14
2.3 Características metalúrgicas del tratado termomecánico en las limas NiTi.....	15
2.4 Tecnología CM Wire.....	16
2.5 Tecnología Fase-R.....	16
2.6 Tecnología m-wire.....	17
2.7 Rendimiento mecánico en las limas de endodoncia NiTi	18
2.7.1 Flexibilidad.....	18
2.7.2 Torsión.....	18
2.7.3 Resistencia a la fractura cíclica.....	18
2.8 Propiedades anti fatiga.....	19
2.9 Características de diseño de cada generación de limas	
Rotatorias.....	19
2.9.1 Limas de primera generación.....	19
2.9.2 Limas de segunda generación.....	20
2.9.3 Limas de tercera generación.....	20
2.9.4 Limas de cuarta generación.....	21
2.9.5 Limas de quinta generación.....	22
2.10 Metalúrgica y propiedades mecánicas NiTi “aleación de metal con memoria de forma”	22
2.11 Estructura Cristalina de la Aleación NiTi.....	24
2.12 Descripción de las muestras.....	25
2.12.1 Sistema rotatorio Protaper Next®.....	25



2.12.2	Sistema rotatorio K3®.....	29
2.12.3	Sistema rotatorio K3XF®.....	32
2.12.4	Sistema rotatorio HyFlex CM®.....	35
2.13	Aparatos para prueba de fatiga cíclica.....	37
2.13.1	Tubos de acero inoxidable y de vidrio.....	39
2.13.2	Bloque de metal acanalado.....	40
2.13.3	Bloque de metal cóncavo que se ensambla a un cilindro convexo.....	41
2.13.4	Bloque de metal inclinado.....	42
2.14	Propuesta de la ADA.....	43
2.15	Estudios realizados.....	45
3.	Planteamiento del problema.....	49
4.	Justificación.....	51
5.	Hipótesis.....	52
5.1	Hipótesis	52
5.2	Hipótesis nula.....	52
6.	Objetivos.....	53
6.1	Objetivo general	53
6.2	Objetivos específicos.....	53
7.	Variables.....	54
7.1	Variable dependiente.....	54
7.2	Variable independiente.....	54
7.3	Conceptualización de las variables.....	54
8.	Material y Método.....	55
8.1	Material y Equipo.....	55
8.2	Descripción del aparato utilizado para pruebas de fractura cíclica.....	56
8.3	Método.....	60



8.4 Tipo de estudio.....	64
8.5 Población de estudio.....	64
8.6 Muestra.....	64
8.7 Criterios.....	65
8.7.1 Criterios de inclusión.....	65
8.7.2 Criterios de exclusión.....	65
8.8 Método de recolección de la información.....	65
9. Recursos.....	66
9.1 Materiales	66
9.2 Humanos.....	66
9.3 Financieros.....	66
10. Resultados.....	67
11. Discusión.....	74
12. Conclusiones.....	78
13. Bibliografía.....	80
14. Anexos.....	82



RESUMEN

Diversas estrategias de fabricación de limas de endodoncia rotatorias Nique-Titanio (NiTi) han sido desarrolladas para mejorar la flexibilidad y la resistencia a la fractura cíclica desde su forma anatómica hasta su forma mecánica, el último método es el tratamiento termomecánico para dar una mayor flexibilidad y un mejor rendimiento a la fractura cíclica.

En este estudio se utilizaron 4 sistemas rotatorios, tres de ellos contienen su modificación termomecánica, Protaper Next, HYFLEX y K3XF y un sistema que no contiene esta modificación K3, se realizó mediante un modelo simulado donde todos los sistemas rotatorios giraron hasta producirse la fractura, se revisaron los sistemas mediante microscopia para detectar algún defecto. Fueron divididas en grupos de 6 limas por cada sistema rotatorio y posteriormente se rotaron en angulación de 30 y 35 grados que están presentes en los bloques de bronce, la rotación se realizó con un motor eléctrico para endodoncia para controlar las revoluciones por minuto (rpm), para el conteo del tiempo de la rotación de la lima hasta su fractura se utilizó un dispositivo de señales, de tal manera que se registraron los datos para su análisis estadístico, todos los sistemas rotatorios fueron rotados de acuerdo a las instrucciones del fabricante.

El estudio tiene los resultados en la cual K3 tiene la mayor duración de ciclos con un promedio de 38306 ciclos seguido de Protaper Next[®] con un promedio de 18416 ciclos, K3XF 13979 ciclos y por último HyFlex con 4889 ciclos, a en una angulación de 30°.

En la angulación a 35° K3 tiene un promedio de 15412 ciclos, Protaper Next 7885 ciclos, K3XF 6094 ciclos y HyFlex con 4098 ciclos.



Esto demuestra que con las limitaciones de este estudio podemos concluir que la modificación termomecánica en las limas rotatorias de NiTi no otorgan un mejor desempeño comparado con limas de NiTi convencional, ya que muestran un menor tiempo y número de ciclos, una de las conclusiones en este proyecto es que a mayores rpm rote la lima su resistencia a la fractura cíclica es menor.

De acuerdo a la fractura de los sistemas rotatorios los resultados arrojan que HyFlex tiene mejor coeficiente de variación, esto nos beneficia al tomar en cuenta que el número de ciclos es constante en todas sus limas en comparación con Protaper Next que tiene un coeficiente de variación alto, lo que indica una pobre estabilidad en sus limas.



1. INTRODUCCIÓN

Las aleaciones de níquel titanio (NiTi) se desarrollaron en los laboratorios de la marina estadounidense en la pasada década de los sesenta. Recibió el nombre de nitinol y comparada con las aleaciones de acero inoxidable poseía mayor flexibilidad y mayor resistencia a la fractura por torsión. La aleación contiene un 50-56% de níquel y un 44-50% de titanio. Su primera aplicación fue para los alambres de ortodoncia.

En los últimos años, los instrumentos rotatorios de níquel-titanio (NiTi) han adquirido popularidad en endodoncia y han transformado los métodos de instrumentación del conducto radicular, ya que disminuyen el tiempo de trabajo en la preparación del conducto radicular, la fatiga del operador y los accidentes operatorios, gracias a una combinación de propiedades físicas únicas de la aleación como son: superelasticidad, memoria de forma, resistencia a la fractura por torsión, en comparación con las limas de acero inoxidable convencionales. Como resultado, se han fabricado gran cantidad de sistemas rotatorios con diferente diseño, conicidad, superficie radial o guía lateral de penetración, ángulo de corte, ángulos helicoidales, acabado superficial y velocidad de trabajo.

A pesar de las ventajas que ofrece la instrumentación rotatoria, los instrumentos rotatorios endodóncicos de NiTi no están exentos de fracturarse. Existen dos vías que producen la fractura de los instrumentos rotatorios de NiTi: torsión y fractura cíclica, siendo la causa principal la fractura cíclica, que se presenta cuando un instrumento gira en el interior de un conducto curvo durante un largo periodo de tiempo y se encuentra sujeto a ciclos repetidos de tensión y compresión, dando como resultado la fractura del instrumento. Sin embargo, no se cuenta con una norma



específica que estandarice la fabricación y la duración de los instrumentos rotatorios endodóncicos de níquel-titanio.⁽¹⁾

El propósito de este estudio fue evaluar la resistencia a la fractura cíclica de tres tipos de sistemas rotatorios (Protaper Next®, HYFLEX® y K3XF®) las cuales contienen la nueva tecnología termomecánica. Para obtener una comparación con limas de otras generaciones se utilizó K3® la cual no contiene la modificación termomecánica.



2. MARCO TEÓRICO

2.1 Historia

La endodoncia, como conjunto de conocimientos metódicamente formado y ordenado, constituye una ciencia integrada en el conjunto de las ciencias de la salud. Su objetivo es el estudio de la estructura, morfología, fisiología y la patología de la pulpa dental y los tejidos perirradiculares. En su ámbito integra las ciencias básicas y clínicas que se ocupan de la biología de la pulpa, así como la etiopatogenia, el diagnóstico, la prevención y el tratamiento de las enfermedades y lesiones de la misma y de los tejidos perirradiculares asociados.⁽²⁾

En 1964 se presentaron avances en los sistemas manuales automatizados y surge el sistema Dynatrac, que consistía en un contraángulo que utilizaba limas de acero inoxidable, también surge el sistema Giromatic, el sistema M4 y el sistema Racer, los cuales desaparecieron al poco tiempo debido a los riesgos operatorios que presentaban.

Las aleaciones de níquel titanio se desarrollaron en los laboratorios de la marina estadounidense en la pasada década de los sesenta. Recibió el nombre de nitinol y comparada con las aleaciones de acero inoxidable poseía mayor flexibilidad y mayor resistencia a la fractura por torsión. La aleación contiene un 50-56% de níquel y un 44-50% de titanio. Su primera aplicación fue para los alambres de ortodoncia.

En 1988 Walia y cols. analizaron las características de unas limas experimentales de calibre 15 elaboradas con nitinol y hallaron una excelente flexibilidad y resistencia a la fractura por torsión con respecto a las de acero inoxidable.⁽³⁾

Durante los últimos años los instrumentos empleados en endodoncia han ido cambiando para mejorar la desinfección y conformación del sistema de conductos radiculares, los instrumentos rotatorios no han sido la excepción,



modificando su diseño así como los materiales y métodos de fabricación para lograr el objetivo del tratamiento de conductos. Hoy en día se emplea la aleación níquel-titanio para la fabricación de instrumentos rotatorios, para mejorar sus propiedades se le realizan tratamientos térmicos que ofrece mayor flexibilidad a los instrumentos.

Se han realizado numerosos estudios para determinar las ventajas que ofrecen los instrumentos fabricados a base de níquel-titanio entre ellos se encuentra el artículo publicado por Parshos y Messser en 2006, en el cual evaluaron la resistencia de esta aleación a la fractura y cómo es que el diseño del instrumento, su fabricación y el uso que se le da, influyen en su comportamiento. Aguilar y cols. en 2009, estudiaron la capacidad de estos instrumentos para mantener la configuración original de los conductos radiculares.

Como se mencionó anteriormente, continuamente las casas comerciales han ido mejorando las propiedades físicas y el comportamiento clínico de los instrumentos rotatorios, por lo que es importante conocer las características de los diferentes sistemas para que en base a ello se elija el que sea adecuado.(4)

Pruett indica que la fatiga es producto del acumulo de esfuerzo producido por cargas de tensión y compresión como lo demostró en su estudio de fatiga cíclica en tubos precurvados de acero inoxidable; así mismo en diversos estudios de fatiga se observó que los instrumentos flexionados severamente son más susceptibles a la fractura (encontrando a través de microscopia electrónica de barrido; que las superficies fracturadas revelaban la presencia de grietas periféricas, cráteres y hoyuelos) de tipo dúctil que ocurre cuando el material es incapaz de resistir a la deformación sin fracturarse.

Se han encontrado que los instrumentos manejados con una velocidad de rotación entre los 350 y 400 rpm son más susceptibles a la fractura que aquellos usados con una velocidad entre 150 y 200 rpm, esto porque el



número de ciclos es mayor en un lapso de tiempo menor.⁽⁵⁾ En completo desacuerdo Pruett y cols. en 1997, entre otros concluyeron que la velocidad no es un factor para producir la fractura.⁽⁶⁾

Haikel y cols. en 1999, obtuvieron la resistencia a la fractura por fatiga de tres instrumentos de níquel-titanio y concluyeron que el tiempo de fractura es menor cuando el número del instrumento es mayor y aumenta la curvatura del conducto. Tomando en cuenta el diseño del instrumento, indicaron que la resistencia a la fatiga puede variar cuando se prueban instrumentos con la misma conicidad y diámetro de punta, pero de diseño diferente como Hero, ProFile y Quantec.⁽⁷⁾

2.2 Aleaciones de Níquel-Titanio

El conocimiento de las propiedades mecánicas de las limas endodóncicas y su asociación con las propiedades metalúrgicas es útil para los odontólogos ya que es necesario comprender el comportamiento de los instrumentos dentro de los conductos radiculares.

Los instrumentos de níquel titanio (NiTi) en endodoncia tienen una superelasticidad y han ganado amplia popularidad entre los odontólogos debido a su mayor flexibilidad y una mayor resistencia a la torsión y a la fractura cíclica en comparación con los de acero inoxidable. Sin embargo, la separación indeseable e inesperada de las limas NiTi rotatorias en el conducto radicular causada por fractura cíclica y / o sobrecarga torsional todavía sigue siendo una grave preocupación e inconveniente en el uso clínico.

En los últimos años, las nuevas clases de limas de endodoncia de NiTi han sido fabricados con propiedades de procesos termomecánicos y han demostrado mejor flexibilidad y mayor resistencia a la fractura cíclica en comparación con las limas tradicionales de NiTi.



Las aleaciones de NiTi poseen dos formas cristalográficas: austenita y martensita. La transformación desde la fase austenita a la martensita se produce cuando se aplica un estrés al instrumento (presión, calor). Al iniciarse esta transformación, el instrumento se vuelve frágil y se puede romper con facilidad. Por este motivo cuando se trabaja con instrumentos de NiTi no se debe ejercer presión, ni hacer que giren durante mucho tiempo en el mismo punto (fractura cíclica) cuando se accionan de modo mecánico, ni modificar bruscamente la velocidad ni el sentido del giro.⁽³⁾

Aunque existen mejoras considerables en las limas en los métodos de diseño y fabricación sigue siendo de preocupación por curvaturas severas, esto se determina por las características de las fases que presentan en su microestructura las limas. El tratamiento termomecánico o proceso térmico es uno de los enfoques fundamentales hacia el ajuste de la temperatura de transición de aleación NiTi, el rendimiento mecánico y las propiedades del níquel titanio son modificadas por factores tales como su sección transversal, diseño de la lima y su proceso de fabricación.

2.3 Características metalúrgicas del tratado termomecánico en las limas NiTi

A principios del año 2000, una serie de estudios encontró que los cambios en el comportamiento de la transformación a través de un tratamiento térmico fueron eficaces en el aumento de la flexibilidad de los instrumentos de endodoncia NiTi.

Desde entonces, se han utilizado las manipulaciones inducidas por el calor que alteran para influir o alterar las propiedades de las limas NiTi. El procesamiento termomecánico de propiedad exclusiva es un proceso complicado que integra el endurecimiento y el tratamiento térmico en un solo proceso. Los tratamientos de calor se realizan a temperaturas promedio de



400° C, 500° C y 600° C ya que el tratamiento térmico a 850° C causó una pérdida en el comportamiento y la recristalización de la microestructura. Por lo tanto, el fabricante debe realizar un tratamiento térmico adecuado, que se acompaña de cambios en beneficio de las propiedades mecánicas y un mejor desempeño clínico.

2.4 Tecnología CM Wire

Los instrumentos hechos de CM Wire fueron casi 300% -800% más resistente a la fractura cíclica en comparación con los instrumentos fabricados con alambre de NiTi convencional, el diseño de la lima también debería tenerse en cuenta debido a que es un determinante importante de la vida útil de fatiga. Las limas con CM Wire tienen un número mayor de grietas que las limas de alambre de NiTi convencionales.

La resistencia a la fatiga de limas NiTi convencional no fue afectada por el entorno, mientras que la resistencia a la fatiga de los tipos de lima CM tenían una mayor resistencia a la fractura cíclica en medio líquido que en el aire. Esto puede implicar que la fatiga de las aleaciones de NiTi es sensible a la temperatura, tanto a nivel local y el medio ambiente. Una función del medio acuoso en el comportamiento de la fatiga del metal es llevar el calor lejos del contacto de metal a metal. Por lo tanto, una solución acuosa parece servir como un disipador de calor eficaz para facilitar la larga vida a la fatiga del instrumento CM.

2.5 Tecnología Fase-R

Los avances tecnológicos en la metalurgia ofrecen la posibilidad de mejorar las limas de NiTi convencionales, con los procesos más prometedores el cual es el tratamiento térmico posterior a la mecanización, recientemente un



especial proceso térmico se introdujo a las limas de NiTi después del proceso de su preparación por medio de tallado completado por SybronEndo. Teóricamente, la principal ventaja es no sólo para mejorar la flexibilidad y la fuerza con el tratamiento térmico, otro de los beneficios de este tratamiento es el de realizar el acomodamiento de su estructura cristalina para eliminar la tensión interna de la lima que se produce al momento del tallado de la lima y producir instrumentos con superior resistencia mecánica. El fabricante afirma que K3XF ofrece a los odontólogos las características básicas del K3 original más un extraordinario nivel de flexibilidad y resistencia a la fractura cíclica.⁽⁸⁾

2.6 Tecnología M-Wire

Hace unos años, una modificación de la aleación NiTi utilizada para limas de endodoncia fue desarrollado por Dentsply (M-Wire). Varios estudios han examinado la resistencia a la fractura cíclica de las limas M-Wire NiTi. Sin embargo, los resultados de estos estudios no pueden ser fácilmente comparados uno con el otro debido a las variaciones en el modelo de diseño y ensayo experimental.

Es importante evaluar la influencia de las materias primas en la fractura cíclica y las propiedades mecánicas mediante el uso de un diseño de lima similar. Johnson y cols. reportaron que los instrumentos hechos de M-Wire con un diseño de lima exhibieron casi 400% más de resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos de alambre convencional del mismo tamaño.⁽⁹⁾



2.7 Rendimiento mecánico en las limas de endodoncia NiTi

2.7.1 Flexibilidad

La flexibilidad en las limas de endodoncia es un requisito fundamental, ya que permite la conformación del conducto radicular y mantiene centrado la lima para no producir transportaciones, la alta flexibilidad de las limas NiTi proviene de la combinación del bajo módulo de elasticidad lo que significa que NiTi puede sufrir deformación significativa sin alcanzar su límite elástico y volver a su forma original.

2.7.2. Torsión

Es uno de los principales mecanismos responsables de la separación de la lima NiTi dentro del conducto, lo que representa un 55.7% de los casos de fracturas de las limas, esto es generado cuando la punta de la lima se atasca y continua girando hasta llegar a su fractura, la alta rigidez es conveniente para el rendimiento clínico de la lima ya que reduce la eficacia en la reducción de la torsión. Además la cantidad de veces que se a rotado la lima puede ser considerado un factor de seguridad para las limas. De la misma forma puede ser detectado una deformación en el espiral de corte después de haber utilizado la lima y esto puede propiciar a la fractura de la lima.

2.7.3. Resistencia a la fractura cíclica

Es la causa principal de la mayoría de limas rotas con un 93% la fractura causada por fatiga cíclica. Es difícil de detectar en la práctica clínica debido a los signos invisibles de deformación, la vida a la durabilidad de la fatiga está determinada por dos factores; la tasa de iniciación de grietas y la tasa de propagación de grieta.⁽³⁾



2.8 Propiedades anti fatiga

El desarrollo de las fracturas cíclicas de las limas de NiTi, consta de 3 etapas: 1.- iniciación de grietas, en la lima y microfisuras que comienzan a crecer a lo largo de la lima 2.- propagación de las grietas y crecimiento de las mismas y 3.- la grieta alcanza el punto donde el material restante es completamente inestable y el resultado es la sobrecarga y fractura de la lima. Hasta la fecha, no existe ninguna especificación o estándar internacional para poner a prueba la resistencia a la fatiga cíclica de los sistemas rotatorios. Pero se usan 4 métodos. (1) tubo metálico curvado, (2) conjunto de bloque ranurado, (3) la rotación en contra de un plano inclinado, y (4) punto de curva de un instrumento de giro.(8)

2.9 Características de diseño de cada generación de limas rotatorias

En la década de 1990 salieron a la venta las limas rotatorias de NiTi las cuales tuvieron una significativa diferencia a las limas de acero inoxidable, uno de los principales cambios fueron que las limas NiTi pueden estar en conductos curvos y podrían prepararse mecánicamente utilizando movimientos de rotación continua.

2.9.1 Limas de primera generación

La primera lima rotatoria de NiTi fue diseñada por el Dr. John McSpadden y llegó al mercado en 1992, a pesar de que estos instrumentos comenzaron a cambiar el punto de vista de la instrumentación hubo problemas asociados a la fractura. En 1994 el Dr. Jhonson introdujo una línea de limas conocidas como ProFile 0.04 , tiempo después introdujo la lima ProFile 0.06 sus formas de sección transversal se realizaron por el mecanizado de tres ranuras en



forma de “T” igualmente espaciados alrededor del eje del alambre. Para este diseño se mantuvo un espacio sin ranura y otro espacio con ranura, esta área evitaba el bloqueo de la dentina mientras que el corte se producía a través de una acción de cepillado pasivo.

El Dr. Jhonson, en conjunto con el Dr. McSpadden, son considerados como los padres de las limas rotatorias de NiTi.

2.9.2 Limas de segunda generación

Es oportuno saber que todas las limas rotatorias NiTi de primera generación tenían partes de cortes pasivos y requiere un considerable número de limas para lograr los objetivos de preparación. A finales de la década de 1990 la siguiente generación de limas rotatorias NiTi llegó al mercado. Las distinciones de esta generación son las que cortan activamente sin bordes espaciados y se requiere un número menor de instrumentos para preparar completamente un conducto radicular. Tenemos como ejemplo a ProTaper[®] (Dentsply Tulsa), K3[®] (SybronEndo, Orange, CA).

2.9.3 Limas de tercera generación

Las mejoras en la metalurgia de NiTi se convirtió en el sello distintivo de lo que puede ser identificado como la tercera generación de limas de conformación mecánica. El tratamiento térmico es uno de los enfoques fundamentales hacia el ajuste de las temperaturas de transición de las aleaciones de NiTi y que afectan la resistencia a la fractura cíclica. Desde 2007 varias tecnologías nuevas de procesamiento y fabricación termomecánicas se han desarrollado con el fin de optimizar la microestructura de las aleaciones de NiTi. Recientemente se desarrollaron estas limas: HyFlex CM[®] (HyFlex; Coltene Whaledent, Cuyahoga Falls, OH), K3XF[®] (SybronEndo, Orange, CA), ProFile GT[®] Series X[®] (GTX; Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, OK), ProFile Vortex[®] (Vortex) y Vortex Blue[®]



(Dentsply Tulsa), TYPHOON™ Flex NiTi® (TYP CM; Clinician's Choice Dental Products, New Milford, CT), y Twisted Files® (TFs; SybronEndo) M-wire® (Sports Wire, Langley, OK) se introdujo en 2007. Es producido por la aplicación de una serie de tratamientos térmicos en el alambre NiTi. Los instrumentos M-wire® incluyen a Dentsply's ProFile GT® Series X®, ProFile®, Vortex®, y Vortex Blue®.

Las limas con la tecnología CM Wire® (DS Dental, Johnson City, TN) tienen la propiedad de ser más flexibles, ya que se fabrican utilizando un proceso termomecánico que controla la memoria del material, haciendo que las limas tengan una mayor flexibilidad, ésta es una nueva aleación NiTi del 2010. Tanto las limas HyFlex® y TYPHOON CM® están fabricados de CM Wire®. Exhiben un menor porcentaje en peso de níquel (52% Ni en peso) ya que el peso común es de 54% o 57% en Ni y la gran mayoría de las limas que no tienen esta nueva tecnología manejan este porcentaje.

2.9.4 Limas de cuarta generación

El mayor número de limas disponibles en el mercado que se utilizan para conformar a los conductos radiculares son fabricados de NiTi y son accionados mecánicamente en rotación continua. Sin embargo el movimiento alternativo que se define como cualquier movimiento repetitivo hacia atrás y hacia adelante, ha sido clínicamente utilizado para conducir las limas de acero inoxidable, desde 1958 con este método de instrumentación se forma la cuarta generación de limas al utilizar el sistema rotatorio de manera recíproca. Cuando el instrumento de corte gire en una dirección se avanzará hacia el conducto (cortará dentina), cuando se gira en dirección opuesta el instrumento se desengancha de la dentina. Ejemplos: WaveOne (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suiza), Sistema Reciproc (VDW, Munich, Alemania) y Sistema A.E.T/Tilos (Ultradent, South Jordan Utah EUA).



2.9.5 Limas de quinta generación

Esta generación de limas de NiTi han sido diseñadas de tal manera que el centro de masa y/o el centro de rotación se compensan. En la rotación las limas que tienen un diseño de compensación producen una onda mecánica de movimiento que viaja a lo largo de la longitud activa de la lima. Este desplazamiento sirve para minimizar el acoplamiento entre la lima y la dentina.

La tecnología M Wire[®] y la quinta generación se continúan mejorando en el diseño del desplazamiento. Este efecto serpenteante (swaggering) sirve para minimizar el atasco entre la lima y la dentina. El diseño de la lima es la que produce un desplazamiento de corte y un lado sin corte y esto disminuye la probabilidad de compactación lateral del barrillo dentinario y el bloqueo del conducto radicular.

Las principales limas comercializadas son: Revo-S, One Shape[®] (Micro-Mega, Besançon, France), y ProTaper Next[®] (PTN; Dentsply Tulsa Dental Specialties/Dentsply Maillefer).⁽¹⁰⁾

2.10 Metalúrgica y propiedades mecánicas NiTi “aleación de metal con memoria de forma”

La aleación de NiTi puede existir en dos diferentes estructuras cristalinas dependientes de la temperatura llamada martensita (temperatura más baja) y austenita (mayor temperatura). La estructura de red cristalina puede ser alterada por temperatura o estrés. Esto es importante porque varias propiedades de las dos formas son notablemente diferentes. Las aleaciones de NiTi contienen tres fases micro estructurales (es decir, austenita, martensita y proporciones relativas de fase “R”). Cuando el material está en su forma martensita, es suave y dúctil puede ser fácilmente deformado, mientras en su fase austenita NiTi es bastante fuerte y duro.



Recientemente, una serie de procedimientos termomecánicos ha sido desarrollado con el objetivo de producir espacios en blanco en el alambre NiTi que contengan sustancialmente la fase martensita estable bajo condiciones clínicas.

La nueva forma de NiTi que se ha aplicado a las nuevas limas de endodoncia para la instrumentación del conducto radicular se añaden continuamente al arsenal y sistemas más antiguos que se han utilizado anteriormente. La primera generación de NiTi limas rotatorias dependían mucho de la superelasticidad del metal, mientras que en el diseño del instrumento se hizo hincapié en la máxima seguridad en lugar de cortar con efectividad. Desde entonces la atención se ha desplazado a nuevos procesos de fabricación (termomecánica) y diferentes características únicas, tales como la forma de instrumentación de manera continua o con un movimiento recíproco. Muchas variables y propiedades físicas influyen en el rendimiento clínico de instrumentos rotatorios de NiTi.

En última instancia, la experiencia clínica, manejo de las propiedades, la seguridad y los resultados de los casos decidirán el destino de un diseño particular.⁽¹¹⁾

El fenómeno repetido de giros continuos que produce la fatiga de la lima es causada por la curvatura que se puede presentar después de varios ciclos repetidos. De hecho, el daño acumulativo implica cambios microestructurales que pueden llevar a la fractura de la lima, se ha sugerido que la fatiga cíclica representa del 50% al 90% de fractura en la lima.

La curvatura de un instrumento rotatorio se produce cuando se trabaja contra una superficie inclinada, el ángulo de la curvatura se calculó por Schneider. Schneider define el ángulo de la curvatura con el dibujo de una línea paralela al eje longitudinal del conducto y la otra línea del foramen apical al eje longitudinal.⁽⁵⁾



2.11 Estructura Cristalina de la Aleación NiTi

El efecto de memoria de forma de la aleación de níquel-titanio puede existir gracias a dos estructuras cristalográficas o fases dependientes de temperatura: martensita (baja temperatura) y austenita (alta temperatura).⁽¹²⁾

Las aleaciones con memoria de forma se caracterizan por una transformación martensítica termoelástica. La transformación es reversible, acompañada de una histéresis, y puede inducirse mediante la variación ya sea de temperatura o de fatiga

La composición y el tratamiento metalúrgico tienen un impacto dramático en la transición de temperaturas. Desde el punto de vista de aplicación práctica, la aleación de níquel-titanio puede tener tres formas diferentes: martensita, martensita inducida por fatiga (superelástico), y austenita. Cuando la aleación se encuentra en su forma de martensita, esta es suave y dúctil y puede deformarse fácilmente. La aleación de níquel-titanio superelástica es altamente elástica, mientras que la aleación de níquel-titanio austenítica es muy fuerte y dura.

Las aleaciones de níquel-titanio tienen éstas propiedades, y su expresión específica va en función de la temperatura a la que es sometida.

En el caso de la transformación martensítica inducida por “stress”, el proceso está impulsado por superelasticidad; este efecto está relacionado con cambios estructurales a determinadas temperaturas. La austenita se transforma en martensita durante una carga y vuelve a austenita cuando se suspende la carga. Al inicio de la deformación la aleación es completamente austenítica, ante un “stress” en particular dependiente de temperatura, se observa la transformación martensítica (martensita es estable con “stress”).⁽¹³⁾



2.12 Descripción de las muestras

2.12.1 Sistema rotatorio Protaper Next[®]

Después de 12 años Dentsply evoluciona el sistema rotatorio Protaper[®] y se da a conocer el nuevo Protaper Next[®].

Entre las características más importantes a señalar en este nuevo sistema rotatorio tenemos:

- Rotación continua de 300 rpm, y un torque de 2 Ncm
- Posee un mango mejorado de 11mm para tener mejor acceso a los dientes posteriores.
- Solo cinco instrumentos y en la mayoría de los casos será necesaria la utilización de solamente dos.
- Como nueva aleación en los sistemas actuales posee también la aleación NiTi M Wire[®] la cual ofrece mayor flexibilidad que el tradicional NiTi incluso para los conductos con severas curvas. También proporciona una mayor resistencia a la fractura cíclica, que es la principal causa de separación de las limas rotatorias, por lo tanto otorga mayor flexibilidad y fuerza cuando más se necesita.

Sigue siendo la filosofía Protaper:

- Una sola secuencia de instrumentos en la mayoría de los casos.
- Alcanzar un adecuado diámetro apical.
- Fabricados para ser utilizados en forma individual por paciente.

Esta vez, a diferencia de la sección triangular de Protaper Universal, la lima Protaper Next[®] tiene una sección cuadrangular, que otorga un movimiento serpenteante al interior del conducto radicular mientras este es preparado además la nueva configuración ayuda a eliminar de mejor



manera el detritus fuera del conducto mientras este es instrumentado y preparado, mientras se mantiene centrado en su interior.

Las limas deben utilizarse con un torque a 2 Ncm y a una velocidad de 300 Rpm con una ligera presión apical de cepillado. Debe existir como en cualquier sistema rotatorio irrigación abundante y recapitulación con una lima manual para mantener la permeabilidad del conducto.

Estudios comparativos con el sistema anterior, han demostrado que en comparación a Protaper Universal, Protaper Next[®]:

- Reduce el riesgo de fractura
- 60% mayor resistencia a la fatiga
- 25% menos atornillamiento
- Mantención de la anatomía del conducto radicular
- 35% menos transportación
- Mayor versatilidad, donde bloques de acrílico con curvaturas severas fueron instrumentados con mayor éxito
- Menor tiempo en la preparación de conductos 25% menos tiempo en bloques de acrílico y 30% menos en dientes extraídos.
- Mayor comodidad para el operador ya que la fuerza es distribuida equitativamente entre limas, solo se necesita de una pequeña presión y tiene menos efecto de atornillamiento.
- Mayor facilidad en su uso ya que son necesarias al menos dos limas para dejar preparado el conducto en un diámetro de 0.25 mm

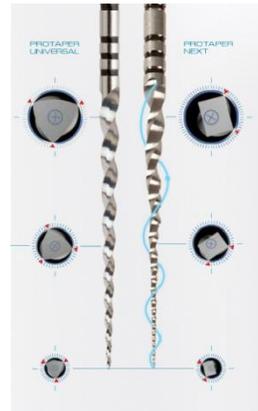


Fig. 1 Diseño de la lima y forma de rotación.⁽¹⁴⁾

a) Protocolo de uso

1. Preparar un acceso en línea recta a los conductos radiculares.
2. Explorar el conducto usando limas de un diámetro menor, determinar la longitud de trabajo, verificar la permeabilidad y confirmar la trayectoria y/o curvas del conducto.
3. Siempre abundante irrigación y aumentar el diámetro del canal utilizando limas manuales 0.15 mm, 0.20 mm
4. En presencia de NaOCL y con movimientos de cepillado comenzar con la lima Protaper Next® X1 (017/04) en uno o más movimientos, verificar permeabilidad con lima manual de menor diámetro, hasta alcanzar la longitud de trabajo.
5. Usar Protaper Next® X2 (025/06) hasta alcanzar la longitud de trabajo de forma pasiva.
6. Inspeccionar las estrías de los instrumentos si están con detritus de dentina y limpiar.
7. Se verifica el calibre del conducto con una lima manual 0.25 mm y si esta lima está ajustada a lo largo del conducto, significa que está listo para la posterior obturación.

8. Si la lima esta holgada a lo largo del conducto se continua conformando con la lima Protaper Next[®] X3 (030/07) y cuando sea necesario el Protaper Next[®] X4 (040/06) o X5(050/06) con las posterior calibración correspondiente con limas manuales 0.30, 0.40 o 0.50 mm respectivamente.

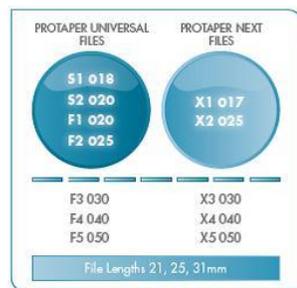


Fig. 2 Conicidad de las limas ⁽¹⁴⁾



Fig. 3 Limas del sistema Protaper Next⁽¹⁴⁾

b) Ventajas e indicaciones

Por su configuración disminuye el riesgo de fractura cíclica con una nueva eficacia de corte.

Están contraindicados en motores no adecuados con control de torque y no en curvaturas apicales muy severas y repentinas. ⁽¹⁵⁾

2.12.2 Sistema rotatorio K3[®]

K3[™] es un sistema que fue lanzado al mercado en el 2001 por SybronEndo, y presenta sus instrumentos con diferencias notables en relación con otros sistemas como:

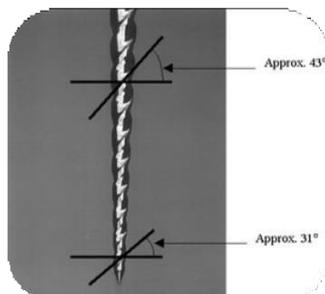
a) Ángulo de corte positivo.

El corte eficaz de un instrumento depende, en general del ángulo de corte de sus estrías. Los ángulos negativos de corte son ineficaces y dan como resultado un raspado más que acción de corte. El ángulo de corte ideal es ligeramente positivo, ya que si este es demasiado excesivo llevaría a clavarse en el conducto.



b) Ángulo Helicoidal Variable

El material resultante de la acción cortante de K3 es fácilmente desalojado de la zona de trabajo, y expulsado hacia afuera por los instrumentos por medio de su ángulo helicoidal variable.



c) Plano Radial Amplio

Le confiere soporte a la hoja de corte del instrumento. A menor soporte de la estría (cantidad de metal tras el borde cortante) menor resistencia del instrumento al estrés rotatorio y de torsión. El incremento de la masa periférica de K3, previene la propagación de grietas y reduce las posibilidades de fracturas y deformidades del instrumento por el estrés torsional.

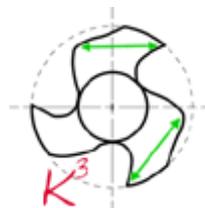


Fig. 6 Plano Radial Amplio.⁽¹⁶⁾

d) Diámetro Variable del Alma del Instrumento

Puede ser mejor descrito como profundidad variable de la estría. La proporción entre el diámetro del alma y el diámetro exterior es mayor en la punta, donde la resistencia es más importante. Ésta proporción disminuye desde aquí uniformemente en dirección al mango, dando como resultado más profundidad de estría y mayor flexibilidad con la misma resistencia. Un beneficio adicional es que el residuo dentinario también se elimina con mayor eficiencia.

e) Plano Radial Liberado

La resistencia a la fricción del instrumento es proporcional a la cantidad de superficie que tiene contacto el plano radial con las paredes del conducto (Fig. 13). El plano radial liberado reduce la resistencia a la fricción, además de que controla la profundidad del corte, de manera que el exceso de presión apical no incrementa directamente la cantidad de estrías

actuantes. Esto ayuda a proteger al instrumento de una acción excesiva y fracturas.

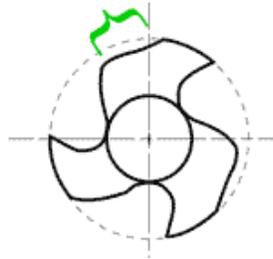


Fig. 7 Plano Radial Liberado⁽¹⁶⁾

f) Código de Colores Simplificado

K3 es un sistema sencillo que sólo tiene dos conicidades: 0.04 y 0.06. La conicidad

0.04 es Verde, y 0.06 Naranja. Los instrumentos tienen dos bandas de colores en el mango. La banda superior indica la conicidad y la banda inferior indica el tamaño ISO. Hay 10 tamaños (15-60) ISO de cada conicidad.

g) Punta Pasiva de Seguridad

La punta de seguridad es no-cortante y sigue la morfología del conducto, ayudando al profesional a evitar escalones, perforaciones, etc.

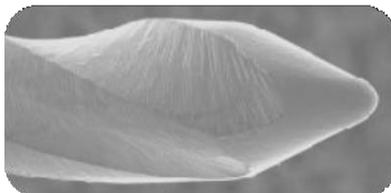


Fig. 8 punta pasiva de la lima⁽¹⁶⁾

La velocidad recomendada para máxima eficiencia es de 300-350 rpm, utilizando cada instrumento por no más de 5-7 segundos.⁽¹⁶⁾

2.12.3 Sistema rotatorio K3XF[®]

Para dar soluciones a los problemas más usuales como la transportación y las fracturas de las limas mecanizadas aproximadamente en el 2002, fueron lanzados al mercado los instrumentos rotatorios K3[®], bajo las supervisión y diseño del Dr. John McSpadden.

Algunas de las características más representativas del sistema K3[®] son una sección transversal asimétrica de triple hélice, caracterizada por tres planos radiales, dos de ellos aliviados, que tienen como objetivo centrar el instrumento en el conducto sin generar fricción excesiva. Para efectuar el corte de dentina posee tres ángulos de corte positivos, que según su diseñador ejercen una acción de corte eficiente. Esta sección asimétrica junto a un ángulo helicoidal variable, le otorgan al instrumento una menor posibilidad de atornillamiento.

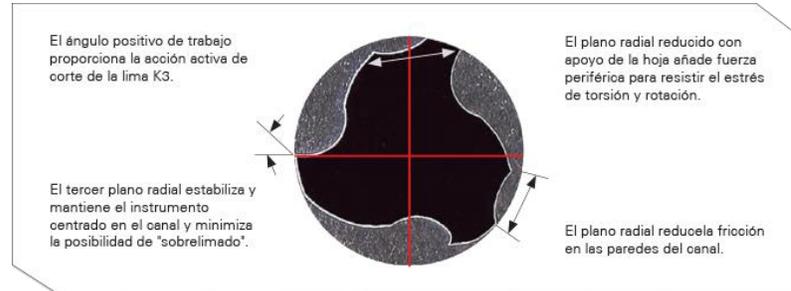


Fig. 9 Diseño del corte transversal de la lima K3XF⁽¹⁷⁾

El diseño del Dr. McSpadden permitió obtener un instrumento de NiTi rotatorio con una mayor capacidad de centrarse en el conducto, buena capacidad de corte y una sensación de "rigidez". Esta última característica se debe principalmente a su gran masa, que sin embargo atenta contra la flexibilidad a pesar de ser fabricado con una aleación de níquel-titanio.



Alrededor del año 2008 SybronEndo lanza al mercado Twisted File[®], un instrumento revolucionario en su fabricación y pionero en intentar la conformación de conducto radicular con una reducida cantidad de instrumentos. Para su fabricación se realizó una larga investigación para crear una nueva versión de la aleación NiTi que fuera aún más elástica que la tradicional. Esta variación de la aleación se obtuvo por procesos térmicos especificados (patentados por SybronEndo) que según el fabricante permiten obtener y estabilizar una fase de la aleación llamada “R”.

La fase “R” debe su nombre a una distorsión “romboédrica” de la fase cubica austenítica y es en sí una fase martensita. Es decir, es una fase distorsionada de los estados solidos cuyos átomos se desplazan con una morfología y cinética en respuesta a una energía.

Recientemente en el mercado fue presentada una reinención de K3[®] en respuesta a la rigidez que algunos clínicos reportaban. Este nuevo o renovado instrumentó posee las mismas probadas características de diseño de K3[®], pero con un NiTi “fase R”.

El K3XF[®] aparte de su tratamiento de terminado, tiene una nueva y más sencilla codificación, basada en colores ISO para la identificación del diámetro de la punta y distintos colores en el tope de silicona para señalar la conicidad (#25/.10 #25/.08 #40 #35 #30 #25).

Existe una gran variedad de instrumentos cuyos diámetros van del 20 al 55, con conicidades de 6% y 4%, lo que permite realizar una secuencia particular para cada caso clínico o diente.

Para un uso seguro, se sugiere instrumentar previamente con limas manuales hasta un número 20. K3XF[®] debe operar entre 350 y 500 rpm con un torque mínimo de 300 g/cm.

La característica de “fortaleza” que SybronEndo destaca de su producto se debe a su sección transversal y a que el núcleo interno del instrumento es



variable. Esto fue logrado durante su fabricación por medio de un complejo torneado que genera surcos de escapes menores en la punta y más profundos hacia el mango.

Existen solo un par de estudios publicados a la fecha y ambos coinciden en que se obtuvieron importantes beneficios mecánicos con el tratamiento térmico. Entre otros una disminución de la rigidez en un 50% aproximadamente y el doble de resistencia a la fractura en comparación con un K3[®] original.⁽¹⁸⁾

2.12.4 Sistema rotatorio HyFlex CM[®]

Las limas de NiTi HyFlex Controlled Memory se fabrican con un proceso único que controla la memoria del material y las hace extremadamente flexibles pero sin la memoria de forma de las limas NiTi convencionales. Esto permite a la lima seguir muy de cerca la trayectoria anatómica del conducto, lo que reduce el riesgo de formación de escalones, transporte del conducto o perforación. Además, las limas pueden precurvarse de modo similar a las de acero inoxidable. Especialmente en conductos radiculares con curvaturas abruptas, esto puede contribuir a evitar la formación de escalones.

Las limas de NiTi HyFlex CM[®] responden a una resistencia excesiva con un enderezamiento de las hélices, lo que evita la adherencia a las paredes y por tanto incrementa la resistencia a las fracturas. Esta deformación de la forma puede invertirse rápidamente mediante tratamiento térmico (durante la esterilización en autoclave o en esterilizador de bolas de vidrio), con lo que los instrumentos recuperan su forma original. Además, esto hace que las limas resulten mucho más resistentes a la fractura cíclica. Por otra parte, permite verificar con facilidad visualmente si resulta seguro seguir utilizando la lima.

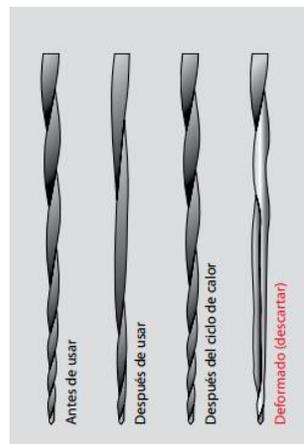


Fig.10 Representación de la deformación de las estrias de la lima HyFlex. ⁽¹⁹⁾

Las limas de NiTi HyFlex CM[®] con memoria controlada son hasta un 300% más resistentes a la fractura cíclica que las limas de NiTi convencionales, lo que ayuda a que la frecuencia con que se produce la rotura de la lima es sustancialmente menor.

a) FORMAS DE USO

Las limas de NiTi HyFlex CM[®] pueden usarse con la técnica coronoapical, la técnica de retroceso o nuestra técnica de longitud única recomendada.

Use una pieza de mano de baja velocidad a 500 rpm.

Torque recomendado hasta 2.5 Ncm. ⁽¹⁹⁾

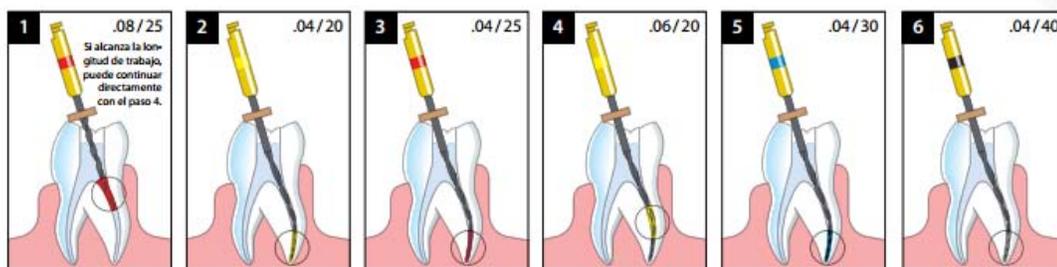


Fig. 11 Formas y métodos de uso. ⁽¹⁹⁾



2.13 Aparatos para prueba de fractura cíclica

La resistencia de las limas endodóncicas pueden ser medida por medio de pruebas de fatiga cíclica en distintas formas y con distintos aparatos, aunque se han realizado pruebas dinámicas en instrumentos de NiTi y acero inoxidable, no se ha desarrollado una metodología para pruebas de fractura de instrumentos endodóncicos de níquel-titanio.

La norma No. 28 de la ANSI/ADA establece las pruebas para medir la fuerza en virtud de la torsión y flexibilidad de las limas manuales de acero inoxidable. Las mismas pruebas que se adoptan por la norma de la International Organization for Standardization ISO 3630-1, la cual está diseñada para instrumentos con conicidad .02 ISO. Hasta la fecha, no hay ninguna especificación o norma internacional para poner a prueba la resistencia a la fractura cíclica de los instrumentos rotatorios de endodoncia. Gianluca y cols. mencionan que el modelo ideal sería la instrumentación de conductos curvos en los dientes naturales. Sin embargo, en este tipo de pruebas el diente puede ser usado solo una vez ya que la forma del conducto radicular cambiara. Por este motivo, es imposible estandarizar las condiciones experimentales.

El ángulo y radio de la curvatura a determinar en estos parámetros se realiza por medio del método descrito por Schneider, esto es realizado por dos líneas, una línea es colocada paralela al eje longitudinal del diente, una segunda línea trazada a lo largo del eje longitudinal de la parte recta en apical del conducto, midiendo el ángulo que se forman en estas dos líneas forman un ángulo y es como se mide la angulación de la curvatura dental.⁽²⁰⁾

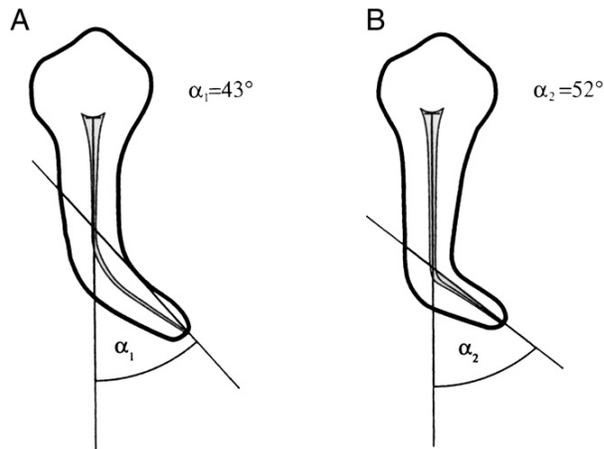


Fig. 12 Medición de la angulación según Schneider.⁽²⁰⁾

En casi todos los estudios reportados en las literaturas endodóncicas, los métodos utilizados para determinar la resistencia a la fractura por fatiga cíclica es mediante la fabricación de conductos radiculares artificiales los cuales serán descritos en los siguientes puntos.

2.13.1 Tubos de acero inoxidable y de vidrio

Los conductos artificiales son fabricados a partir de tubos de acero inoxidable con diferente diámetro interno, angulaciones, radio de la curva y punto máximo de curvatura, que se coloca bajo una flama de fuego para poder darles la angulación deseada.

Debido a que el diámetro interno de los tubos (de vidrio y metal) es mayor que el diámetro de los instrumentos, un instrumento que gira en el tubo seguirá una trayectoria no predecible sin seguir los parámetros de radio, ángulo de la curva y el punto de curvatura máxima que se establecen en la construcción de los conductos artificiales. Además, cada instrumento, dependiendo del tamaño de la punta, conicidad, diseño, longitud, características morfológicas y geométricas, seguirá su propia trayectoria en los tubos que no limitan suficientemente los ejes de los instrumentos, especialmente los más pequeños.

Otro problema con un conducto holgado es que la lima puede “caminar” o vibrar en ese espacio, lo que conduce a un cambio en la magnitud de estrés y posiblemente dar lugar a variaciones en los resultados.

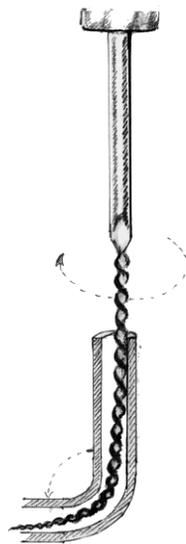


Fig. 13 Esquema de cristal curvo o tubos metálicos utilizados para pruebas de fatiga instrumentos rotatorios de NiTi.⁽²⁰⁾

2.13.2 Bloque de metal acanalado

Larsen y cols. probaron instrumentos en un bloque de metal fabricado de acero inoxidable con conductos simulados con un ángulo de curva de 60° y radio de curva de 3 mm y 1.5 mm de ancho. Se le colocó una cubierta superior de acrílico para visualizar las limas girar en el interior del conducto y para la remoción de los instrumentos fracturados. Se marcó una línea con plumón permanente a 19 mm para estandarizar la colocación del instrumento.

Es notable que el conducto fabricado en el bloque de metal no tiene la capacidad de limitar el instrumento en una trayectoria precisa y puede ser difícil colocar los instrumentos a la misma profundidad. ⁽²⁰⁾

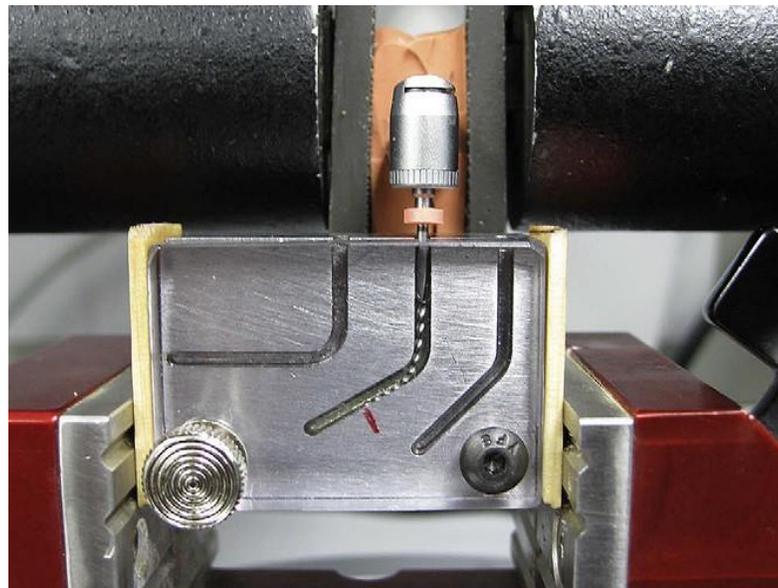


Fig. 14 Modelo utilizado por Larsen y cols⁽²⁰⁾

2.13.3 Bloque de metal cóncavo que se ensambla a un cilindro convexo

El conducto artificial consiste en un bloque cóncavo de acero templado y un cilindro de acero templado, que cuando se ensamblan aseguran la curva de los instrumentos. El bloque cóncavo incorpora una muesca en forma de V para guiar a los instrumentos y se puede fabricar con diferentes radios y ángulos de curva.

El bloque cóncavo representa la porción del conducto artificial que guía al instrumento. Esta trayectoria se da a la superficie externa del instrumento y no a su eje, resultando en una trayectoria real diferente para instrumentos con conicidad diferente. Por otro lado, no se menciona la adaptación del instrumento en este ensamble. El cilindro convexo contacta el instrumento cónico de una manera no predecible, de modo que el instrumento puede adaptarse libremente y el radio y ángulo de curva puede no ser el mismo. Además, es difícil controlar con exactitud la profundidad del instrumento en este aparato, de modo que la punta del instrumento, que se encuentra en el centro de la curva, puede variar. ⁽⁷⁾

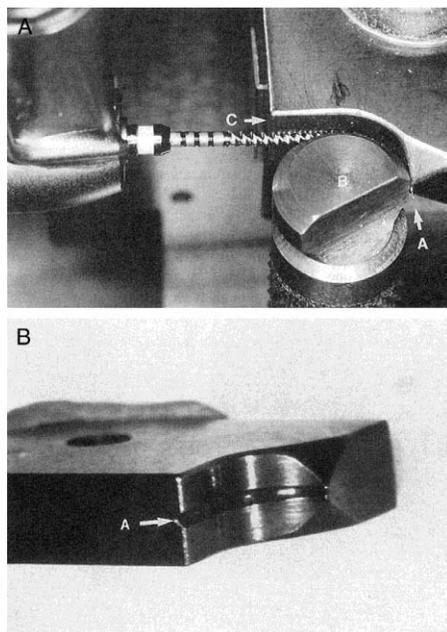


Fig. 15 A) Relación entre el bloque cóncavo y el cilindro de acero.
B) Muesca en forma de V para guiar al instrumento. ⁽⁷⁾



2.13.4 Bloque de metal inclinado

Li y cols. utilizaron un bloque de acero de carbono inclinado para crear la curva del instrumento. Se utilizaron cuatro angulaciones 37° , 40.5° , 45° y 48° . El ángulo de curva se calculó con el método de Schneider.⁽²⁰⁾

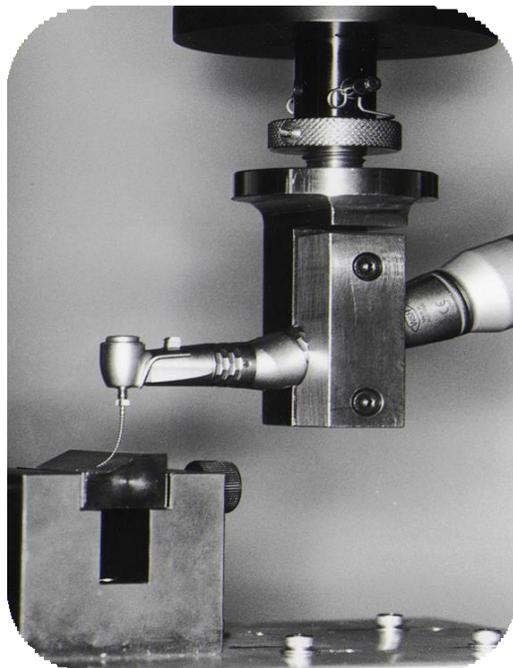


Fig. 16 Aparato utilizado por Li y cols.⁽²⁰⁾



2.14 Propuesta de la Asociación Dental Americana (ADA)

En el año de 2006 la ADA publicó un artículo denominado *ADA Professional Product Review*, la cual se entrega trimestralmente junto con la revista de la *American Dental Association*, la revisión de este artículo consta de tres revisiones de productos dentales la cual nos informa su rendimiento, las pruebas de los productos de laboratorio y la opinión de los evaluadores clínicos de la ADA.

Dentro de este artículo se publicó un protocolo para la prueba de laboratorio de limas endodóncicas rotatorias en la cual se realiza la descripción del aparato y la metodología para la realización de la prueba.

- ❖ El aparato incluye un dispositivo capaz de sujetar el contraángulo para colocar las limas y este sea conectado a un motor de corriente continua de velocidad variable, con un rango de operación entre 200 y 2000 rpm. El aparato cuenta con un medidor del número de revoluciones por minuto hasta producirse la fractura. El aparato de pruebas utiliza la lima como un mecanismo de interrupción enviando una señal a 5V a través de la lima al contador (reloj). Cuando se pierde la señal (es cuando se produce la fractura de la lima), el contador recibe una señal para detener el conteo, la punta de la lima es asegurada a un bloque de bronce. Este bloque de bronce tiene dos planos inclinados a distintos ángulos. El bloque de bronce está montado sobre una mesa ajustable para ser posicionada la lima correctamente (3 a 5 mm la punta de la lima).⁽²¹⁾

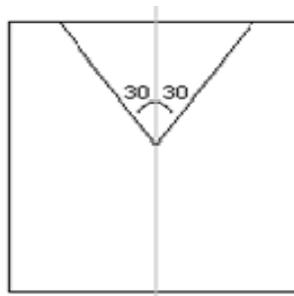


Fig. 17 Diseño de bloque de bronce con angulación.⁽²¹⁾

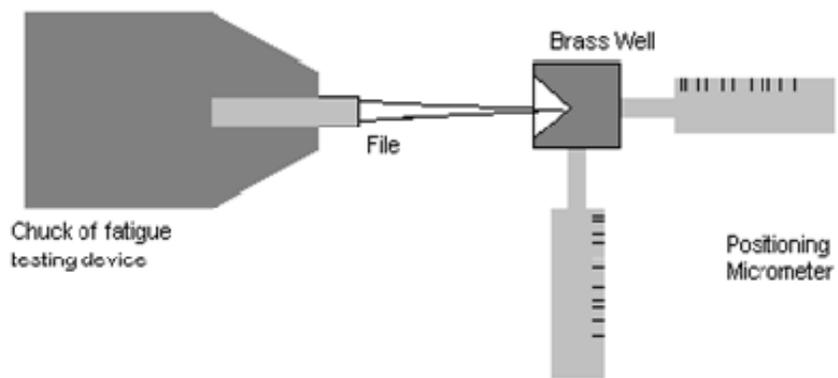


Fig. 15 Vista superior del aparato de pruebas de fractura cíclica.⁽²¹⁾

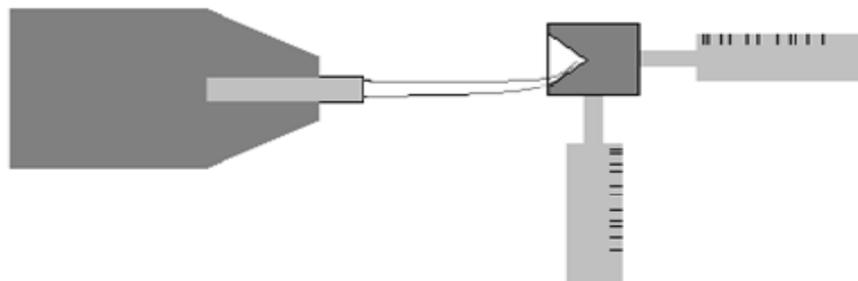


Fig. 18 Vista superior con la correcta posición de la lima para comenzar a rotar.⁽²¹⁾



2.15 Estudios realizados

- ✓ Elnaghy.⁽²²⁾ realizó un estudio para comparar la resistencia a la fractura cíclica, el cual utilizó cuatro sistemas rotatorios Protaper Next (PTN; Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland), Twisted Files (TF; SybronEndo, Orange, CA, USA), HyFlex CM (HF; Colt'eneEndo/Whaledent, Inc, Cuyahoga Falls, OH, USA) y Protaper Universal (PT; Dentsply Maillefer). Los cuales fueron rotados hasta producirse su fractura en un modelo simulado descrito por Gambarini (2001), las limas fueron revisadas por medio de microscopía quirúrgica dental, se rotaron en un motor eléctrico (X-Smart; Dentsply Maillefer) las limas fueron rotadas a la velocidad recomendada por el fabricante TF y HF 500 rpm y PTN, PT a 300 rpm.

Sus resultados fueron analizados por (SPSS 13.0; Chicago, IL, USA) y en un análisis de varianza con una prueba de Tukey; sus resultados de este estudio fueron los siguientes, TF fue seleccionado como el mejor resultado, posteriormente le siguió Protaper Next esto podría atribuirse al proceso de fabricación por su tratamiento térmico, junto con su diseño anatómico, HyFlex fue el siguiente sistema rotatorio y por último Protaper universal.

- ✓ Davut y col.⁽²³⁾ realizaron un estudio para comparar la resistencia a la fractura cíclica, utilizando tres sistemas de níquel-titanio que se pusieron a prueba en conductos de acero con un diámetro de 3mm de radio y una curvatura de 45° y 60°. Utilizaron instrumentos NiTi marca Protaper SX[®] (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suiza), HyFlex[®]



(Coltene-Whaledent, Allstet-Suiza), Revo-S SC1[®] (Micro-Mega, Besan-con, France).

Se realizaron conductos artificiales con un diámetro interior de 1.5mm en cubos de acero inoxidable. Todos los instrumentos fueron operados con un motor (VDW Plata; VDW, Múnich, Alemania) y se hace girar de acuerdo a las recomendaciones del fabricante: Protaper Universal[®] con 250rpm, Revo-S con 250 rpm y HyFlex con 500 rpm. Se giraron los instrumentos hasta que se produjo la fractura y el tiempo se registró en segundos.

A los 45° de curvatura HyFlex[®] (645 ciclos), Revo-S[®] (606 ciclos) tuvieron casi la misma resistencia a la fractura cíclica y fueron estadísticamente superiores a la de Protaper[®] (279 ciclos). A los 60° de curvatura Revo-S[®] tiene la más alta resistencia (446 ciclos) después HyFlex (285 ciclos) y por último Protaper (139 ciclos)

En el ángulo de 60° de curvatura, las limas Revo-S[®] tuvo el mayor rendimiento en términos de resistencia a la fractura cíclica, le continuo HyFlex y por último Protaper Sx[®].

En el ángulo de 45° la Revo-s[®] y HyFlex[®] mostraron mayor resistencia a la fractura cíclica en comparación con Protaper Universal.

- ✓ Gambarini y cols.⁽²⁴⁾ evaluaron la resistencia a la fractura cíclica de K3XF[®] (SybronEndo, Orange, CA) mediante el uso de diferentes ángulos de movimiento alternativo para evaluar en qué medida los ángulos de rotación pueden afectar la vida útil de las limas. Se tomaron cincuenta instrumentos K3XF[®] 40/0.06, los instrumentos fueron divididos al azar en 5 grupos de 10 cada uno. Todos los instrumentos fueron sometidos a ensayos de fatigas cíclicas. Los



instrumentos del grupo 1 al 4 se ensayaron mediante el uso de diferentes movimientos alternativos mientras que los instrumentos del grupo 5 (grupo de control) se utilizaron en rotación continua. Todos los instrumentos fueron rotados hasta que se produjo la fractura, se realizó la rotación en un bloque de metal con un ángulo de curvatura de 60° y un radio de 5mm, la velocidad se fijó en 300 rpm en un motor alternativo (Satelec Endo Dual, Acteon, Francia).

Para el grupo 1 se realizó en un ángulo de 90° de rotación en sentido horario y 30° de rotación en sentido antihorario (teniendo un ángulo de progresión para cada ciclo de reciprocidad de 60°).

Para el grupo 2 se realizó en un ángulo de 150° de rotación en sentido horario y 30° de rotación en sentido antihorario (teniendo un ángulo de progresión para cada ciclo de reciprocidad de 120°).

Para el grupo 3 se realizó en un ángulo de 210° de rotación en sentido horario y 30° de rotación en sentido antihorario (teniendo un ángulo de progresión para cada ciclo de reciprocidad de 180°).

Para el grupo 4 se realizó en un ángulo de 390° de rotación en sentido horario y 30° de rotación en sentido antihorario (teniendo un ángulo de progresión para cada ciclo de reciprocidad de 360°).

El tiempo promedio hasta la fractura fue de 299.3 segundos para el grupo 1, 256.6 segundos para el grupo 2, para el grupo 3 219.3 segundos y para el grupo 4 205.0 segundos. El tiempo promedio para el grupo de rotación continua fue de 62.6 segundos.

La literatura reciente, muestra que el movimiento alternativo puede extender la vida de la fractura cíclica en comparación con la rotación continua.



- ✓ Leonardo y cols.⁽²⁵⁾ En su estudio llamado Estudio comparativo de resistencia a la fatiga de tres instrumentos rotatorios de níquel –titanio usando un simulador, su objetivo fue probar la resistencia a al fatiga de tres sistemas rotatorios. Los instrumentos fueron sometidos a dos angulaciones de 34° y 39° calculado según la fórmula propuesta por Schneider. Se midió el tiempo necesario para la fractura de las limas y así se logró obtener las revoluciones necesarias para que se presentara la fractura de los instrumento.

Los instrumentos se dividieron aleatoriamente en seis grupos: Grupo A (EndoSequence[®]) Grupo B (K3[®]) y grupo C (Mtwo[®]) sometidos a una angulación de 34°. Los grupos D (EndoSequence[®]) Grupo E (K3[®]) y grupo F (Mtwo[®]) se colocaron en una angulación de 39°. La velocidad para K3[®] y Mtwo[®] fue de 305 rpm y para EndoSequence[®] 505 rpm. Todos los instrumentos fueron punta .35 conicidad .04 y de 25 mm de longitud.

Los resultados del estudio muestran que K3[®] fueron los que mayor tiempo y revoluciones obtuvieron teniendo un promedio de 2776.38 rpm, posteriormente le sigue Endosequence[®] con un promedio de 1037.85 rpm y por ultimo Mtwo[®] 940.47 rpm.(25)



3. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Durante las últimas dos décadas los instrumentos de Níquel Titanio (NiTi) se han convertido en parte importante de los diferentes tipos de limas, ya que sus modificaciones estructurales ayudan a una mejor terapéutica de conductos radiculares.

La conformación de los conductos radiculares con sistemas rotatorios de NiTi se realiza con mayor facilidad y rapidez a diferencia de los instrumentos manuales de acero inoxidable; tanto limas manuales como rotatorias tienen la misma propiedad a fracturarse dentro de los conductos radiculares principalmente por dos tipos de fractura:

Fractura por torsión.- se asocia cuando la lima se queda clavada en el conducto y continúa girando llegando a su máxima elasticidad y produciendo así la fractura.

Fractura cíclica.- se produce cuando una lima se somete a ciclos repetidos de tensión y compresión, haciendo que su estructura sea modificada. Esto asociado al radio y grado de curvatura que presenta el conducto radicular.

Frente a los cambios y mejoras de la aleación níquel-titanio (NiTi) usada en las limas del sistema rotatorio, de los sistemas Protaper Next[®], HyFlex[®] y K3XF[®], se comparó la resistencia a la fractura cíclica, y la resistencia a la fractura cíclica de un sistema que no contiene la modificación termomecánica K3 para comparar su resistencia a la fractura cíclica con los nuevos sistemas rotatorios, y se respondieron las siguientes interrogantes:



-
- ¿Todos los sistemas rotatorios tienen la misma resistencia a la fractura cíclica?
 - ¿Cuántos ciclos en rotación continua son necesarios para llegar a la separación de la lima por medio de fractura cíclica?
 - ¿La aleación con modificación termomecánica de Protaper Next[®], HyFlex[®] y K3XF[®] tiene una mayor resistencia a la fractura cíclica comparándolos con el sistema K3[®] que no cuenta con esta modificación?



4. JUSTIFICACIÓN

Las nuevas tecnologías que se han implementado en las limas de NiTi nos otorgan un mejor comportamiento clínico y mayor eficacia, estas nuevas modificaciones ayudan a resolver algunos de los problemas que se presentan durante el tratamiento de conductos radiculares, ya que el sistema de conductos radiculares tienen distintas formas anatómicas y pueden propiciar la fractura de las limas, por lo cual es necesario conocer las características y beneficios que nos ofrecen estos sistemas de limas NiTi.

Esta investigación está basada en conocer la resistencia a la fractura cíclica de Protaper Next[®], HyFlex[®] y K3XF[®] para tener en cuenta la eficacia que propone la nueva aleación con modificación termomecánica M wire[®], CM wire[®] y Fase “R” y se evaluará la resistencia a la fractura cíclica del sistema rotatorio K3[®] que no contiene la modificación termomecánica en su aleación de NiTi.



5. HIPÓTESIS

5.1 Hipótesis

Entre los sistemas rotatorios Protaper Next[®], HyFlex[®], K3XF[®] y K3 existirá diferencia estadísticamente significativa de acuerdo a su resistencia a la fractura cíclica.

5.2 Hipótesis nula

Entre los sistemas rotatorios Protaper Next[®], HyFlex[®], K3XF[®] y K3[®] no existirá diferencia estadísticamente significativa de acuerdo a su resistencia a la fractura cíclica.



6. OBJETIVOS

6.1 Objetivo general

Determinar la resistencia a la fractura cíclica de los sistemas rotatorios Protaper Next[®], HyFlex[®], K3XF[®] y K3[®] de acuerdo a las especificaciones de cada sistema rotatorio.

6.2 Objetivos específicos

1. Identificar el número de ciclos que se realicen hasta la fractura de la lima.
2. Realizar la medición de la resistencia de cada sistema rotatorio
3. Determinar la resistencia de los sistemas rotatorios con la modificación termomecánica frente a otro que no la contiene



7. VARIABLES

7.1 Variable dependiente

- Resistencia a la fractura
- Fatiga cíclica
- Tiempo de la fractura
- Grado de curvatura

7.2 Variable independiente

- Instrumento rotatorio

7.3 Conceptualización de las variables

Variable	Definición operacional	Forma de registro
Resistencia	Tiempo que rotó el instrumento en la platina hasta llegar a la fractura	Segundos
Fatiga	Número de veces que giró el instrumento sobre la platina antes de fracturarse	Número de rotaciones
Grado de curvatura	Ángulo que se formó al trabajar los últimos 3mm del instrumento y la inclinación a la cual se encontraba la platina	Grados
Instrumento rotatorio	Lima a utilizar en el procedimiento experimental	Conicidad y longitud



8. MATERIAL Y METODO

8.1 Material y equipo

- Aparato fabricado para pruebas de fatiga cíclica.
- 12 limas rotatorias de NiTi nuevas marca Protaper Next conicidad 0.6, punta 0.25 y longitud de 25mm, No Lote: 1136349 (Ballaigues, Suiza)
- 12 limas rotatorias de NiTi nuevas marca HyFlex conicidad 0.6, punta 0.25 y longitud de 25mm, No Lote: L-4298-080713 (Ohio, USA)
- 12 limas rotatorias de NiTi nuevas marca K3XF conicidad 0.6, punta 0.25 y longitud de 25mm, No Lote: 101438341 (California, USA)
- 12 limas rotatorias de NiTi nuevas marca K3 conicidad 0.6, punta 0.25 y longitud de 25mm, No Lote: 031559545 (California, USA)
- Bloques de bronce con una angulación de 30°
- Bloques de bronce con una angulación de 35°
- Dispositivo de señales fabricado para el circuito eléctrico
- Contraangulo W&H (Dentalwerk Burmoos, 975AE, 20:1, No. Serie 09140, Austria)
- Motor eléctrico para endodoncia TCM Endo II (NOuvag Endodontic, No. Serie: HB1085, Suiza)
- Microscopio estereoscópico marca Lomo



8.2 Descripción del aparato utilizado para pruebas de fractura cíclica

El aparato consta de distintas partes, un soporte universal tiene una altura de 25cm x 20cm de ancho y una base irregular, el soporte universal sostiene tres platinas con distintas funciones. Una fija, una deslizable hacia lado derecho e izquierdo y otra deslizable hacia adelante y atrás; estas platinas son manejadas por tornillos micrométricos.

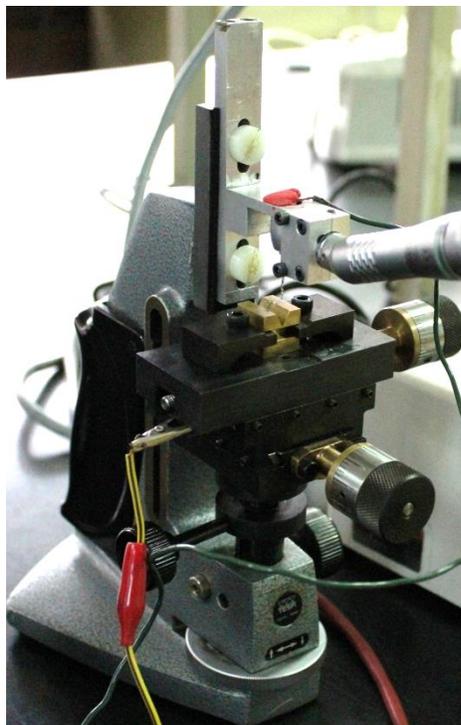


Fig. 19 Aparato de pruebas (Fuente Directa)



En la base del aparato hay un disco de ajuste de altura para movimientos precisos y una perilla para movimientos mayores su movimiento de ascenso es de 48mm

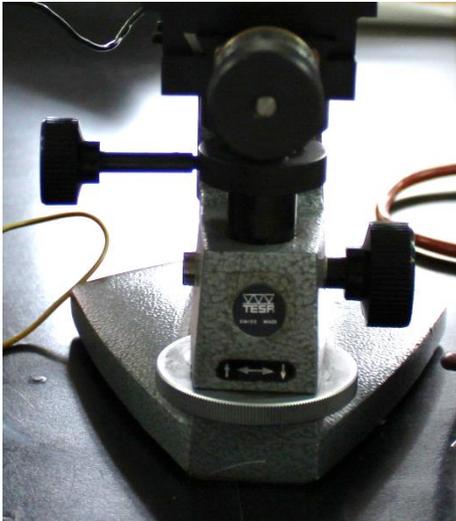


Fig. 20 Base de aparato y sus perillas para movimiento de ascenso y descenso del mismo. (Fuente Directa)

En la platina superior hay de una ranura en la cual se insertan los bloques de bronce, para poder sujetar el bloque se encuentran dos orificios para colocar dos tornillos y no tener movilidad del bloque de bronce que contienen la angulación para rotar las limas.

En el extremo superior del aparato se encuentra una placa de aluminio en la que se ensambla un soporte para mantener el contraángulo en posición fija, se le coloca asilamiento mediante una hoja de foamy y tornillos de plástico.

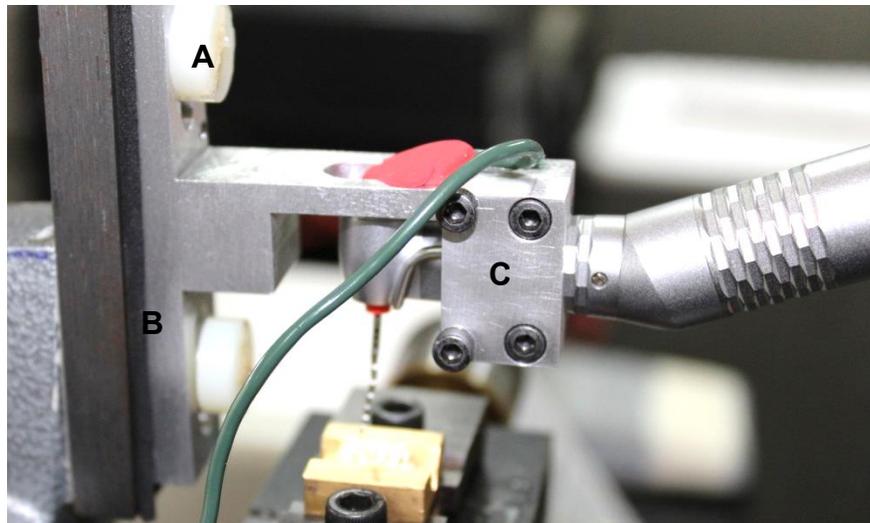


Fig. 21 A) Tornillos de poliacrilato para aislamiento B) Foamy para aislamiento de placa de aluminio C) Soporte de contraángulo y fijación del mismo. (Fuente Directa)

El aparato utiliza la implementación de un dispositivo de señales para el conteo exacto del tiempo transcurrido al inicio de la rotación y al término, esto se realiza por medio de conducción eléctrica, se colocan dos polos que salen del dispositivo de señales y se lleva la corriente eléctrica donde un polo se coloca en la platina la cual conducirá la corriente a todo el aparato y para cerrar el circuito se coloca el otro polo en la inserción del contraángulo que toca el mango de la lima, esta acción ayudará a que el reloj que contiene el dispositivo de señales comience a girar y se detenga cuando la lima se fracture; esta acción se lleva a cabo por el hecho de que el polo de la lima deja de conducir la electricidad en la platina de bronce y por esta circunstancia se rompe el circuito.



Fig. 22 Dispositivo de señales.
(Fuente Directa)

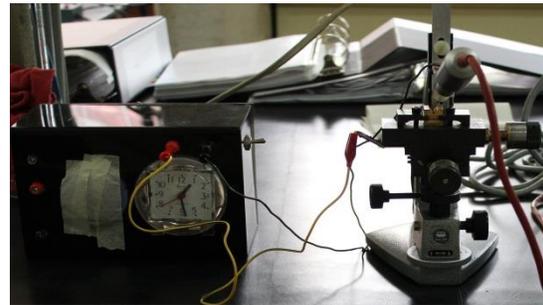


fig. 23 Aparato de pruebas mecánicas y
dispositivo de señales conectados.
(Fuente Directa)

Se utilizó el motor rotatorio TCM Endo II (NOUvag Endodontic, No. Serie: HB1085, Suiza) a las revoluciones por minuto que el fabricante indicó, y para la rotación de la lima se utilizó un contraángulo W&H (Dentalwerk Burmoos, 975AE, 20:1, No. Serie 09140, Austria); por medio del motor fueron controladas las RPM y su rotación en sentido horario.

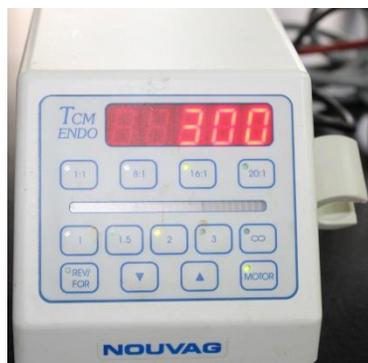


Fig. 24 Motor rotatorio TCM Endo II.
(Fuente Directa)



Fig. 25 Contraángulo W&H, 20:1.
(Fuente Directa)



8.3 Método

De acuerdo al estudio realizado por Reyes Leonardo(25) y el estudio publicado por la ADA, se utilizó el procedimiento y el mismo equipo para probar las limas que se encuentra en el Laboratorio de Materiales Dentales de la División de Estudios de Posgrado e Investigación de la Facultad de Odontología de la UNAM.

En el estudio experimental se utilizó 12 limas de cada sistema rotatorio las limas utilizadas fueron de punta 0.25 conicidad .06 de 25 mm de longitud, en todas las limas se revisaron que el empaque estuviera sellado para verificar que fueran nuevas, sin ninguna modificación y que fueran de las características que se mencionaron.



Fig. 26 (A) Estuche de Protaper Next (B) Estuche de K3XF (C) Estuche de HyFlex (D) Estuche de K3. (Fuente Directa)

El estudio se comenzó al separar las limas para su utilización en cada angulación; colocándolas en grupos: Grupo A (Protaper Next[®]), Grupo B (HyFlex[®]), Grupo C (K3XF[®]) y Grupo D (K3) sometidos a una angulación de 30°. Los grupos E (Protaper Next[®]), F (HyFlex[®]), G (K3XF[®]) y H (K3) fueron rotados a 35°.



Posteriormente se comenzó con la revisión de las limas tanto de su cuerpo como de la punta para tener la certeza de que no existiera modificación en su anatomía, este paso se revisó usando un microscopio estereoscópico a 70x. Las limas que fueron encontradas con problemas en su anatomía fueron desechadas.

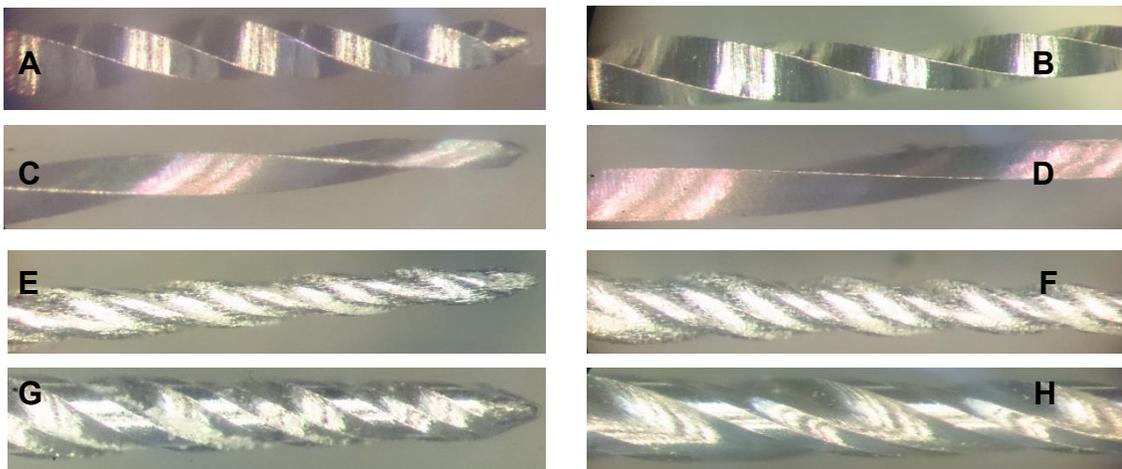


Fig. 27 (A y B) Cuerpo y punta de lima Protaper Next, (C y D) Cuerpo y punta de lima HYFLEX, (E y F) Cuerpo y punta de lima K3XF y (G y H) Cuerpo y punta de lima K3.
(Fuente Directa)

Ya separadas las limas por grupos, se comenzó con la prueba de fatiga cíclica, se montó el bloque de bronce (a 30° o 35°) sobre la ranura de la platina, y se aseguró con los tornillos.

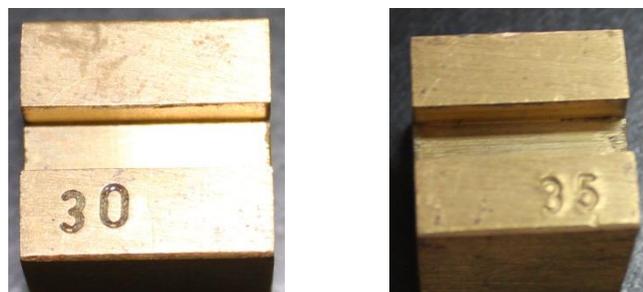


Fig. 28 Imagen de bloques de bronce con distintas angulaciones. (Fuente Directa)



Posteriormente se insertó una lima rotatoria en el contraángulo, se colocaron los cables correspondientes fijados uno a la platina del aparato y otro al contraángulo tocando la lima.

Con la perilla de posicionamiento de altura se comenzó a fijar la posición donde la lima tocaría de 3 a 5 mm el bloque de bronce para posteriormente colocar la angulación dada por el bloque, la cual se da por medio de los tornillos micrométricos moviendo hacia el lado a trabajar, (la perilla se giró 12 veces para 35° y 13 veces para 30°)

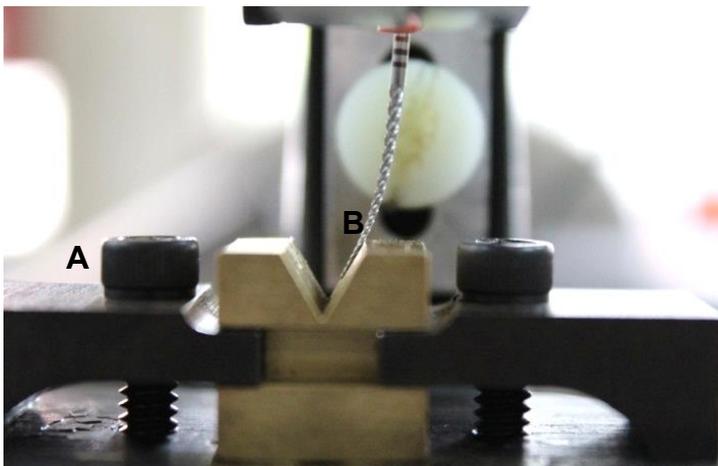


Fig. 29 A) Fijación del bloque de metal, B) Posicionamiento de angulación de la lima.
(Fuente Directa)

Después de estos pasos se comenzó con la rotación de las limas a distintas angulaciones realizando el mismo procedimiento para todas las limas. La rotación se llevó a cabo conforme los fabricantes indicaban sus instrucciones, Protaper Next giró a 300 rpm y un torque de 2 Ncm, HyFlex 500 rpm y un torque de 2 Ncm, K3XF 425 rpm y un torque de 3 Ncm y K3 300 rpm y un torque de 1.5 Ncm.

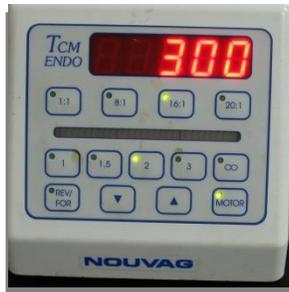


Fig. 30 Rotación de Protaper Next. (Fuente Directa)



Fig. 31 Rotación de HyFlex. (Fuente Directa)

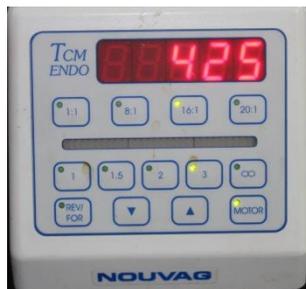


Fig. 32 Rotación de K3XF. (Fuente Directa)

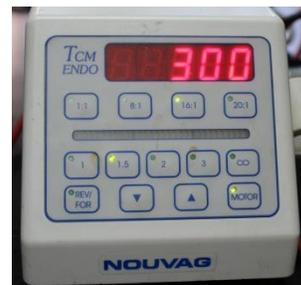


Fig. 33 Rotación de K3. (Fuente Directa)

Todos los instrumentos giraron hasta fracturarse, cuando se produjo la fractura de la lima se rompió el circuito eléctrico y se detuvo el reloj, en ese momento se hizo el conteo del tiempo de duración y se registró.



Al realizarse la fractura de la lima se procedió a retirarla y se realizó el mismo procedimiento con las siguientes limas.

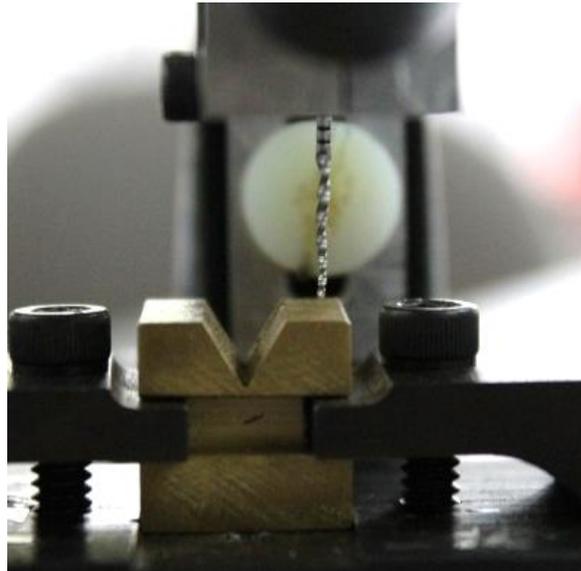


Fig. 34 Fractura de la lima.
(Fuente Directa)

8.4 Tipo de estudio

Experimental, Descriptivo, Analítico y Comparativo.

8.5 Población de estudio

12 limas de NiTi de cada sistema, Protaper Next[®], HyFlex[®] y K3XF[®] los cuales contienen una modificación termomecánica. Se utilizó el sistema rotatorio K3 que no contiene la modificación para comparar los sistemas rotatorios actuales. se dividieron en 2 grupos para ser rotados a una angulación de 30 y 35 grados.



8.6 Muestra

12 limas rotatorios de NiTi nuevas marca Protaper Next conicidad 0.6, punta 0.25 y longitud de 25mm, No Lote: 1136349 (Ballaigues, Suiza).

12 limas rotatorios de NiTi nuevas marca HyFlex conicidad 0.6, punta 0.25 y longitud de 25mm, No Lote: L-4298-080713 (Ohio, USA).

12 limas rotatorios de NiTi nuevas marca K3XF conicidad 0.6, punta 0.25 y longitud de 25mm, No Lote: 101438341 (California, USA).

12 limas rotatorios de NiTi nuevas marca K3 conicidad 0.6, punta 0.25 y longitud de 25mm, No Lote: 031559545 (California, USA).

8.7 Criterios

8.7.1 Criterios de inclusión

- Limas rotatorias con punta 25 conicidad 0.06
- Limas rotatorias con longitud de 25 mm
- Limas nuevas

8.7.2 Criterios de exclusión

- Lima rotatoria nueva con algún defecto de fábrica

8.8 Método de recolección de la información

Programa Excel para captura de información, resultados, obtención de valores promedio, desviación estándar y programa SPSS ver.13.0 para someter los resultados a un análisis de varianza ANOVA y prueba Tukey.



9. RECURSOS

9.1 Humanos

- Un tesista
- Un tutor de tesis
- Un asesor de tesis

9.2 Financieros

Propio del tesista.

9.3 Materiales y Equipó

- Aparato fabricado para pruebas de fatiga cíclica.
- 12 limas rotatorios de NiTi nuevas marca Protaper Next conicidad 0.6, punta 0.25 y longitud de 25mm, No Lote: 1136349 (Ballaigues, Suiza)
- 12 limas rotatorios de NiTi nuevas marca HyFlex conicidad 0.6, punta 0.25 y longitud de 25mm, No Lote: L-4298-080713 (Ohio, USA)
- 12 limas rotatorios de NiTi nuevas marca K3XF conicidad 0.6, punta 0.25 y longitud de 25mm, No Lote: 101438341 (California, USA)
- 12 limas rotatorios de NiTi nuevas marca K3 conicidad 0.6, punta 0.25 y longitud de 25mm, No Lote: 031559545 (California, USA)
- Bloques de bronce con una angulación de 30°
- Bloques de bronce con una angulación de 35°
- Dispositivo de señales fabricado para el circuito eléctrico
- Contraángulo W&H (Dentalwerk Burmoos, 975AE, 20:1, No. Serie 09140, Austria)
- Motor eléctrico para endodoncia TCM Endo II (NOuvag Endodontic, No. Serie: HB1085, Suiza)
- Microscopio estereoscópico marca Lomo
- Equipo de cómputo



10. RESULTADOS

El aparato para medir la resistencia a la fractura cíclica junto con el método de conteo dispositivo de señales y el motor eléctrico logro reproducir y poder obtener resultados de cada lima para realizar sus pruebas de fractura cíclica el motor nos ayudó con el conteo de revoluciones por minuto constante.

El número de giros que resistió se obtuvo mediante la multiplicación de las revoluciones por minuto y el tiempo que rotó la lima. En la Tabla 1 y 2 se muestran los giros totales de cada sistema rotatorio.

Tabla 1. Giros de los sistemas rotatorios.

No.	Protaper Next. 30°	HyFlex 30°	K3XF 30°	K3 30°
1	5181	5085	14050.5	37140
2	18597	4800	15308.5	38130
3	27303	4640	17046.75	28575
4	15630	4080	13183.5	54372
5	26827	5120	12346.25	34278
6	16957	5610	11938.25	37341



Tabla 2. Giros de los sistemas rotatorios.

No.	Protaper Next. 35°	HyFlex 35°	K3XF 35°	K3 35°
1	7911	3900	8721	16857
2	3552	3560	6498.75	15045
3	9957	4720	4772.75	17715
4	16284	4115	6455.75	13620
5	4806	4230	4913	15429
6	4800	4065	4751.5	13803

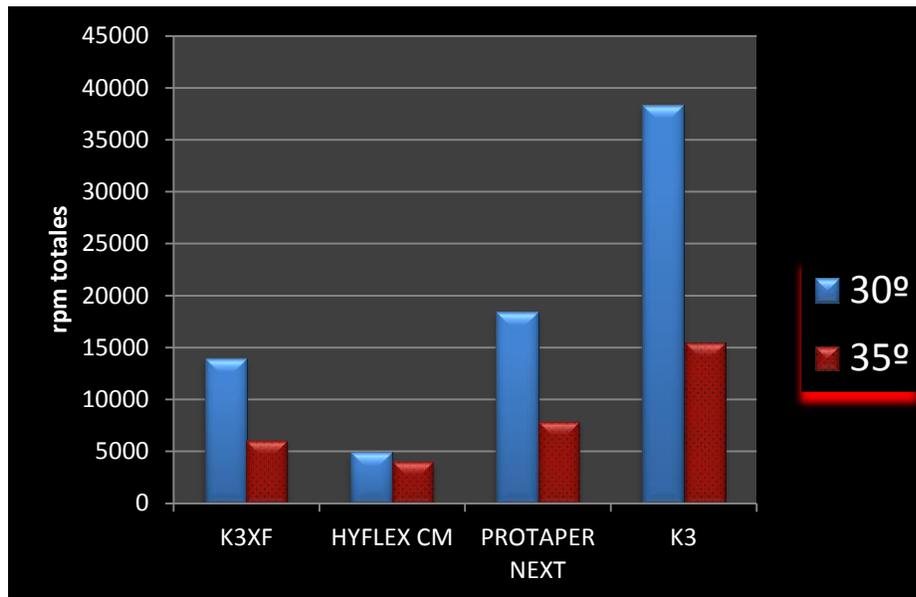
Posteriormente se procedió a obtener los valores promedio y desviación estándar. En la Tabla 3

Tabla 3. Promedio y Desviación estándar de los sistemas rotatorios de sus giros.

	Protaper Next rpm totales 300 rpm	HyFlex rpm totales 500 rpm	K3XF rpm totales 425 rpm	K3 rpm totales 300 rpm
30°	18416 ±8183	4889±517	13979±1931	38306±8618
35°	7885±4746	4098±383	6094±1594	15412±1633



En la Gráfica se presenta la comparación de la resistencia de acuerdo a los giros totales de cada sistema rotatorio.



Gráfica 1. Promedios de giros totales de los sistemas rotatorios en angulación de 30 y 35 grados.

De acuerdo a los valores obtenidos, el tiempo fue un factor y se obtuvieron los tiempos totales de cada sistema rotatorio sumando todos los tiempos para obtener el promedio y desviación estándar.



Tabla 4. Tiempo en minutos de los sistemas rotatorios.

No.	Protaper Next. 30°	HyFlex 30°	K3XF 30°	K3 30°
1	17.45	10.28	33.1	123.13
2	62.01	9.1	36.03	127.16
3	91.01	9.46	40.18	95.41
4	52.16	8.26	31.03	181.4
5	86.98	10.4	29.08	114.43
6	56.85	11.36	28.15	124.78

Tabla 5. Tiempo en minutos de los sistemas rotatorios.

No.	Protaper Next. 35°	HyFlex 35°	K3XF 35°	K3 35°
1	26.61	7.13	20.86	56.31
2	12.26	7.02	16.58	50.25
3	33.31	9.73	11.38	59.08
4	54.46	8.38	15.31	45.66
5	16.03	8.76	11.93	51.71
6	16	8.21	11.3	46.01

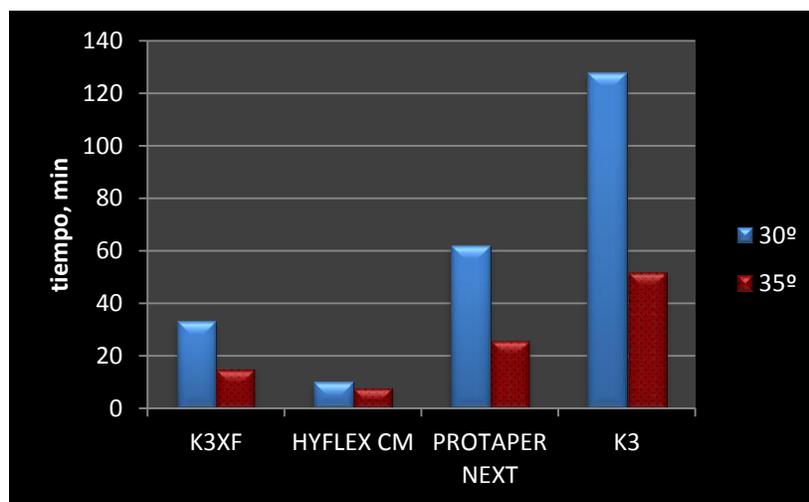


En la Tabla se presenta el resumen de los valores de promedio y desviación estándar en tiempo total de todos los sistemas rotatorios.

Tabla 6. Promedio y Desviación estándar, de los sistemas rotatorios de su tiempo total.

	Protaper Next tiempo total 300 rpm	HyFlex tiempo total 500 rpm	K3XF tiempo total 425 rpm	K3 tiempo totales 300 rpm
30°	62 ±27	10±1	33±5	128±29
35°	26±16	8±1	15±4	52±5

La Grafica 2 esquematiza los valores de la Tabla 6.



Gráfica 2 Promedios de tiempos totales de los sistemas rotatorios en angulación de 30 y 35°.



Los resultados fueron analizados estadísticamente usando un análisis de varianza de un factor (ANOVA). Se encontraron diferencias estadísticamente significativas, por lo que se realizó la prueba de Tukey para realizar la comparación entre grupos, con un nivel de significancia $p < 0.05$.

En la Tabla 7 se realiza la comparación de las rpm totales en su diferencia de medias. Se observa una diferencia estadística entre las marcas comerciales.

Tabla. 7 Prueba de comparación de giros totales en la prueba de Tukey.

Comparación Rpm totales	Diferencia de Medias	$p < 0.05$
K3 30° rpm vs. Protaper Next rpm 30°	19890.167	Sí
K3 30° rpm vs. HyFlex rpm 30°	33416.833	Sí
K3 30° rpm vs. K3XF rpm 30°	24327.042	Sí
K3 35° rpm vs. Protaper Next rpm 35°	7526.500	No
K3 rpm 35° vs. HyFlex rpm 35°	11313.167	Sí
K3 rpm 35° vs. K3XF rpm 35°	9317.708	Sí



La comparación de diferencia de medias de tiempo total se aprecia en la Tabla 8 y demuestra que hay diferencias estadísticamente significativas entre las marcas comerciales.

Tabla. 8 Prueba de comparación múltiple de Tukey en tiempo total.

Comparación tiempo total	Diferencia de Medias	P<0.05
K3 30° min vs. Protaper Next min 30°	66.192	Sí
K3 30° min vs. HyFlex min 30°	117.908	Sí
K3 30° min vs. K3XF min 30°	94.790	Sí
K3 35° min vs. Protaper Next min 35°	25.058	No
K3 min 35° vs. HyFlex min 35°	43.298	Sí
K3 min 35° vs. K3XF min 35°	36.943	Sí



11.DISCUSIÓN

El objetivo de este estudio fue probar la resistencia a la fractura cíclica de 4 sistemas rotatorios de NiTi, todos los sistemas tienen diseños diferentes, y son utilizados con rangos de rpm diferentes, marcados respectivamente por sus fabricantes, en este estudio se utilizan distintas limas, las cuales están divididas en generaciones como Haapasalo y cols.⁽¹⁰⁾ mencionan en su artículo, que existen cinco generaciones de limas rotatorias, dentro de ellas están las que cuentan con su modificación termomecánica, la cual tiene una mayor resistencia a la fractura cíclica comparada con las que no lo tienen.

Como lo menciona Plotino G. y cols.⁽²⁰⁾ muchos autores han propuesto distintos tipos de modelos simulados para realizar la representación exacta de la fractura cíclica, cabe mencionar que no hay una norma que establezca, como realizar el análisis para el comportamiento de las limas frente a la fractura cíclica, en este caso nos basamos en un artículo, publicado en 2006 por la ADA⁽²¹⁾, donde simula su propio aparato para medir la resistencia a la fractura cíclica. Es importante comentar que este aparato simulado estático nos ayuda a someter a las limas con las mismas condiciones de evaluación sin tener modificaciones en la angulación y tener controlado todos sus movimientos de las limas.

Al valorar la resistencia a la fractura cíclica de los sistemas rotatorios, se realizó la comparación con distintos estudios donde Elnaghy.⁽²²⁾ menciona que Protaper Next tiene una mayor resistencia a la fractura cíclica que HyFlex. Por otro lado, Davut y cols.⁽²³⁾ estudiaron la fractura cíclica de tres sistemas rotatorios dos sistemas sin la tecnología de termomecánica (Protaper Sx y Revo-S SC1) y uno con termomecánica (HyFlex) donde nos



muestra que Revo-S SC1 tiene una mayor resistencia a la fractura cíclica que HyFlex y Protaper Sx

Leonardo y cols.⁽²⁵⁾ estudiaron tres sistemas rotatorios: K3, Mtwo y EndoSequence, sus resultados fueron muy parecidos a los de este estudio, teniendo con mayor número de rotación a K3 posteriormente Endosequence y por último Mtwo. De acuerdo a los resultados, de estos autores, se asemejan a los de este estudio en donde encontramos que K3 tiene una mayor duración tanto en número de ciclos promedio (38306 giros), como en tiempo promedio (128 min totales) hasta llegar a su fractura, teniendo en cuenta que este sistema no contiene la aleación termomecánica, seguido de Protaper Next con un promedio de ciclos (18416 giros) y un tiempo promedio de (62 min totales), posteriormente K3XF con su promedio de ciclos de (13979 giros) y por último HyFlex con (4889 giros) y un tiempo de (10 min totales), estas rotaciones se realizaron a 30° en rotación continua, con limas de la misma conicidad, diámetro de su punta y longitud pero en distintas rpm donde K3 se manejó a 300 rpm, Protaper Next 300 rpm, K3XF 425 rpm y HyFlex a 500 rpm, esto de acuerdo a las instrucciones de uso de cada fabricante.

Los resultados a 35° obtenidos fueron sometidos a la misma rotación continua y las mismas rpm que los grupos de 30°, los resultados fueron los siguientes K3 con un promedio de (15412 giros) y un tiempo de (52 min totales), Protaper Next (7885 giros) tiempo de (26 minutos totales), K3XF (6094 giros), tiempo de (15 min totales) y HyFlex (4098 giros) y un tiempo de (8 min totales).

Con los resultados demostramos nuestro objetivo en donde nos damos cuenta que todos los sistemas rotatorios tienen distintas resistencias a la fractura cíclica, esto depende mucho de sus rpm que giran ya que como lo



comento en su artículo Li U-M y cols.⁽⁵⁾ las limas manejadas con una velocidad de rotación mayor son más susceptibles a la fractura que aquellos usados con una velocidad menor, otro punto a considerar es la investigación de Haikel y cols. donde concluyeron que el tiempo de fractura es menor cuando el número del instrumento es mayor y aumenta la curvatura del conducto, esto sucedió en nuestro proyecto ya que las limas que están a una angulación de 30° tienen una mayor resistencia a la fractura cíclica, en comparación a 35° que su resistencia fue menor.

Los resultados del presente estudio nos indica que el sistema rotatorio K3 tiene una mayor resistencia a la fractura cíclica en comparación con los otros sistemas rotatorios, se llega a la conclusión que la aleación NiTi con tratamiento termomecánico tiene una menor resistencia a la fractura cíclica, esto se puede deber a distintos factores que determinan el éxito, los cuales pueden ser:

- un tratamiento térmico adecuado
- la calidad de los materiales
- su realización por medio de torsión o tallado

Shen y cols.⁽⁸⁾ reportan que las limas NiTi convencionales no son afectadas por el entorno mientras que las limas con la tecnología CM tienen una mayor resistencia a la fractura cíclica en medio líquido que en el aire, esto puede implicar que la fatiga de las aleaciones de NiTi pueden ser sensibles a la temperatura tanto a nivel local, como por el medio ambiente, por lo tanto, una solución acuosa parece servir como un disipador de calor eficaz para facilitar la larga vida a fractura cíclica de la lima con la tecnología CM.

De acuerdo a nuestros resultados estadísticos nuestro coeficiente de variación que compara la variabilidad entre dos grupos de datos obtenidos,



se obtuvo que HyFlex es el sistema rotatorio que tiene el mejor coeficiente de variación (11 CV) en los dos grupos de rotación tanto en 30° como 35° seguido de K3XF (14 CV), K3 (22 CV) y Protaper Next (60 CV), esto nos indica que tenemos una confianza de ruptura muy alta en HyFlex ya que la mayoría de sus limas tuvieron una constante en su número de ciclos, en comparación con Protaper Next que tiene un coeficiente de variación muy alto y no tiene una constante en su momento de fractura cíclica.



12. CONCLUSIÓN

Por medio de la realización de este estudio se demostró que entre todos los sistemas rotatorios existe una diferencia significativa en su resistencia a la fractura cíclica ya que todos tuvieron distintos valores, se logró identificar que el proceso termomecánico no es de gran funcionalidad en las limas ya que tuvieron menor resistencia a la fractura cíclica en comparación con limas NiTi convencionales

Se logró identificar la marca comercial que tuvo mayor resistencia a la fractura cíclica tanto en 30° como 35° que fue K3[®].

Una de las conclusiones en este proyecto que se determinó es que la lima K3 número 4 en una angulación de 30° tuvo el mayor número de ciclos 27303, y el sistema rotatorio con menor número de ciclos en su lima fue HyFlex lima número 4 con 4080 giros.

En una angulación de 35° se determinó que la lima con un mayor número de ciclos fue K3 lima número 3 con 17715 giros, la lima con menor ciclos fue Protaper Next con la lima número 2 con 3552 ciclos

Se observó que las limas Protaper Next[®] tienen una fractura en distintas zonas de su cuerpo se obtuvieron 3 fracturas a nivel superior, 4 fracturas a nivel medio y 5 fracturas en nivel inferior, esto difiere en los otros sistemas rotatorios los cuales todas sus fracturas fueron en su parte inferior de la lima.



Otro punto a destacar es porque al momento de posicionar la lima en el bloque de metal, el cual contenía la angulación deseada verificamos que HyFlex[®] es el sistema rotatorio que tiene la mayor flexibilidad ya que no oponía resistencia para seguir la curvatura, seguida de Protaper Next, K3XF y K3.



13. REFERENCIAS

1. Plotino, G. R. V. Cyclic fatigue resistance and three-dimensional analysis of instruments from two nickel-titanium rotary systems. *Int Endod journals*. 2006. 39: 755–63.
2. Canalda Sahli, C. Brau Aguadé E. *Endodoncia. Técnicas clínicas y bases científicas*. 3ª ed. España: El servier, 2014. Pp.15-16
3. Zhou, B. Y. An overview of the mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments. *Endod Top*. 2013;29(1):42–54.
4. Leonardo, L. *Sistemas Rotatorios en Endodoncia: Instrumentos de níquel titanio*. 1ª ed. São Paulo: Libros de Artes Medicas, 2002. Pp. 25-32
5. Li, B. C. Cyclic fatigue of endodontic nickel titanium rotary instruments: static and dynamic tests. *J Endod*. 2002;28(6):448–51.
6. Pruett , D. D. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod*. 1997;23(2):77–85.
7. Haïkel, R. G. Sen B. Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod*. 1999;25(6):434–40.
8. Shen, J. M. Defects in Nickel-Titanium Instruments after Clinical Use. Part 5: Single Use From Endodontic Specialty Practices. *J Endod*. 2009;35(10):1363–7.
9. Shen, H. Y. Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. *J Endod*2013;39(2):163–72.
10. Haapasalo, Y. Evolution of nickel-titanium instruments: from past to future. *Endod Top* 2013;29(1):3–17.
11. Ponce AR. *Endodoncia Consideraciones Actuales*. Latinoamerica AMO, editor. Caracas Venezuela; 2003. 45-60
12. Carlos Estrela. *Ciencia Endodóntica*. 1ª ed. Sao Paulo Artes Médi. Sao Paulo Brasil; Libros de Artes Medicas, 2005. Pp. 367-368
13. Kuhn, B. L. Influence of structure on nickel-titanium endodontic instruments failure. *J Endod*. 2001;27(8):516–20.



-
14. <https://www.dentsply.co.uk/Products/Endodontics/Endodontic-Files/Rotary-Files/ProTaper-Next.aspx>.
 15. Valenzuela. Protaper Next. 28. 2013;16–8.
 16. <http://www.sybronendo.com.mx/k3-limas-de-niquel-titanio/>.
 17. <http://www.sybronendo.com.mx/k3-xf-limas-de-niquel-titanio/>.
 18. Chandía, C. K3XF “Strength meets flexibility” NOVEDADES EN PREPARACION QUIMICO MECANICA 2012. 26. 2012;29–31.
 19. http://www.coltene.com/download.php?file_id=5087.
 20. Plotino, N. M. L. A Review of Cyclic Fatigue Testing of Nickel-Titanium Rotary Instruments. J Endod. Elsevier Ltd; 2009;35(11):1469–76.
 21. ADA Professional Product Review 3 Rotary Endodontic Instruments: Laboratory Testing Methods Volume 1: Issue 2 Fall 2006 (Online).
 22. Elnaghy, M. Cyclic fatigue resistance of ProTaper Next nickel-titanium rotary files. Int Endod J. 2014. p. 1034–9.
 23. Capar, H. H. Comparison of cyclic fatigue resistance of nickel-titanium coronal flaring instruments. J Endod. Elsevier Ltd; 2014;40(8):1182–5.
 24. Gambarini, A. D. Influence of different angles of reciprocation on the cyclic fatigue of nickel-titanium endodontic instruments. J Endod 2012;38(10):1408–11.
 25. Villagomez Leonardo Fabian Reyes. Estudio Comparativo de resistencia a la fatiga de tres instrumentos rotatorios de níquel-titanio usado en un simulador. 2008.



14. ANEXOS

ADA Professional Product Review
Rotary Endodontic Instruments: Laboratory Testing Methods
Volume 1: Issue 2 Fall 2006 (Online)
www.ada.org/goto/ppr
Document posted 2006 © 2006 American Dental Association

ADA Professional Product Review Online Rotary Endodontic Instruments: Laboratory Testing Methods

Scope

This protocol for the laboratory testing of rotary endodontic instruments was developed to provide clinically relevant laboratory information that will be used as part of a report on resin rotary endodontic instruments in the October 2006 issue of the ADA Professional Product Report. When surveyed, the ADA Clinical Evaluators (ACE) panel identified torque fracture limit and cyclic fatigue failure as important laboratory tests. Furthermore, resistance to corrosive effects of sterilization was also identified as an important test. The tests described in this protocol should provide the dental practitioner with appropriate comparative scientific information to assist in the purchase of these instruments.

Tests in this Protocol

- A. Dimensions
- B. Resistance to Fracture by Twisting
- C. Stiffness
- D. Corrosion
- E. Resistance to Fatigue

Dimensions

See section 5.2 of ANSI/ADA Specification No. 28¹ or 6.2 of ISO 3630²

Resistance to fracture by twisting

See section 5.4 of ANSI/ADA Specification No. 28¹ or 6.3 of ISO 3630² with the modification that only 1 mm of the tip end was clamped into the holding jaws.

Stiffness

See section 5.5 of ANSI/ADA Specification No. 28¹ or 6.4 of ISO 3630².

Corrosion

See section 5.6 of ANSI/ADA Specification No. 28¹ or 6.6 of ISO 3630².



¹ American National Standard/American Dental Association Specification No. 28—2002, Root Canal files and Reamers, Type K for Hand Use. Chicago: American Dental Association.

² American National Standards Institute. International Standard No. 3630. Dental Root Canal Instruments—Part 1: Files, reamers, barbed broaches, rasps, paste carriers, explorers and cotton broaches. Geneva, 1992.

Resistance to fatigue

This test is meant to demonstrate the fatigue resistance of a root-canal instrument when it is angled in a canal.

Sampling:

Ten instruments (five sterilized and five unsterilized) shall be tested for resistance to fatigue for each specified size and taper.

Materials and Equipment:

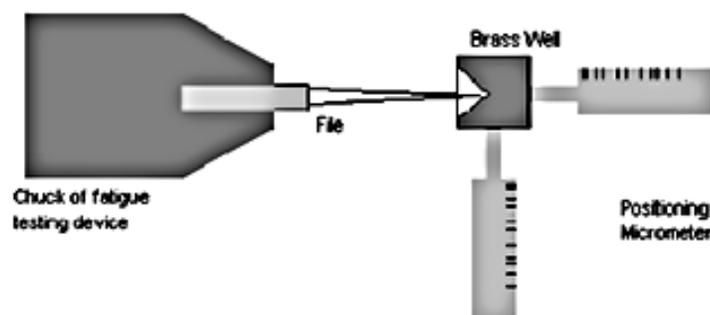
- Steam Autoclave (model no 2340, Tuttnauer) capable of operating at $136 \pm 2^\circ\text{C}$ and 0.21 MNm² (30 psi).
- Dry heat oven (Thelco Laboratory Oven) capable of operating at $180 \pm 5^\circ\text{C}$.
- Cyclic Fatigue Testing Device (see [Figure 1a](#))
 - a. The device includes a chucking device capable of holding endodontic files. The chucking device is attached to a variable speed DC motor, with a minimum operating range between 200 and 2000 rpm, which allows for the control of the revolution rate of the test file. The instrument also has a counter that indicates the total number of revolutions at failure. The number of revolutions is counted electronically by the device, with counting continuing from the start of the test until the moment the file breaks. The testing device uses the file itself as a switch mechanism by sending a 5V signal through the file to the counter. When the signal is lost (when the file breaks), the counter receives a signal to stop counting. For files that do not have a conductive shank, the shank shall be wrapped with fine wire from steel wool, which allows conductivity to the working part.
 - b. The tip of the working part of the endodontic file is secured in a brass cone well (see [Figure 1 b](#)). This brass cone well has a flat face with an embedded cone well of 30 degrees from the normal of the face. A new section of the well is used for each test file, and the well is re-machined after all sections have been worn down. The brass cone well is mounted on an adjustable x-y table, which can be adjusted in 1 μm increments. This positioning table is capable of being adjusted such that the tip of the endodontic file can be properly positioned after the shank is mounted in the chucking device attached to the DC motor. After the endodontic file is properly positioned at both the tip and shank ends, the brass cone well is moved such that the tip of the endodontic file is deflected a distance of 5 mm (see [Figure 1a](#)).



Procedure:

1. Ten endodontic files (five sterilized and five unsterilized) shall be tested for each specified size and taper. The sterilized instruments shall be autoclaved under pressure of 0.21 MNm^2 (30 psi) at $136 \pm 2^\circ\text{C}$ for 30 ± 0.5 minutes and dry heat sterilized at $180 \pm 5^\circ\text{C}$ for 30 ± 0.5 minutes (note that five of the samples sterilized for the corrosion resistance test shall be used for these tests).
2. Place the endodontic file in the chuck of the fatigue testing device.
3. Using the x-y positioning table, move the brass cone well toward the tip of the file (the x-direction) until the tip of the file just touches the center of the well (a LED light on the computer interface board shall light-up when electrical contact is made).
4. Using the x-y positioning table, move the well 5 mm in the y-direction. This deflects the tip of the root canal instrument 5 mm from its original position and touches the working part of the root canal instrument to the wall of the brass cone well.
5. Set the speed of the adjustable motor to the maximum rpm recommended by the manufacturer of the root-canal instrument.
6. Start the device and run it until the root-canal instrument fails, or for a maximum of 150 min.
7. Record the total number of revolutions to failure, or that the instrument did not fail after 150 min and the total number of revolutions at this time.
8. Test all ten endodontic files.

Figure 1a. Top view of the Cyclic Fatigue Testing Device illustrating the alignment of an endodontic file in the brass cone well.



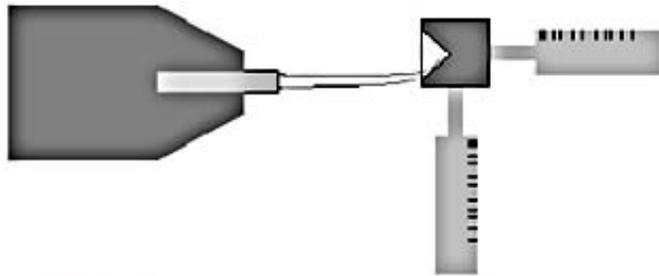
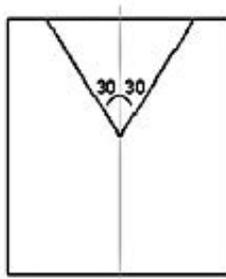


Figure 1b. Detail of the brass cone well of the Cyclic Fatigue Testing Device.





324 NiTi
Medidenta International, Inc.
800.221.0750
www.medidenta.com

EndoSequence
Brasseler USA
800.841.4522
www.brasselerusa.com

K3
SybronEndo
800.846.3636
www.sybronendo.com

Liberator
Miltex, Inc.
866.854.8300
www.miltex.com

LightSpeed
Lightspeed Endodontics
800.817.3636
www.lightspeedusa.com

ProFile Series 29
DENTSPLY Tulsa Dental
800.662.1202
www.tulsadental.com

ProTaper
DENTSPLY Tulsa Dental
800.662.1202
www.tulsadental.com

V-Taper
Guidance Endodontics
866.844.3636
www.guidanceendo.com

NICKEL-TITANIUM ROTARY ENDODONTIC INSTRUMENTS

Nickel-titanium (NiTi) instruments differ in a number of properties including: blank design, metal treatment (or lack of), quality of NiTi, manufacturing, taper, tip design, core design, land and rake angles, pitch, helical angles, and speed requirements. Clinical performance of these systems is dependent on: cutting efficiency, shaping ability, flexibility, torque and fatigue resistance, allowing effective irrigation, sterilization, and instrument deformation and failure. Currently both tapered and non-tapered systems are available, with the tapered designs offering several different variations. The clinician can use a sequence of files that uses a common tip size but has varying tapers (for example, a 20/0.10 file followed successively by a 20/0.08, a 20/0.06, and eventually a 20/0.04 file). A second option is to use a constant-taper file system, with variable tip sizes (for example, a 35/0.04 followed by a 30/0.04, a 25/0.04, and finally a 20/0.04). Either way, the final canal shape must allow adequate irrigation and close adaptation of the obturating material. Tips have been described as either cutting tips or non-cutting tips. Cutting tips have blades that actively cut, whereas non-cutting tips guide the instrument within the canal. Cutting tips, reportedly, cut more effectively and aggressively while tending to straighten canals.¹ Some files claim to have "modified cutting tips" or "partially active tips."

Fracture is a concern with NiTi instruments. The two primary causes of instrument breakage are cyclic fatigue and torsion. Cyclic fatigue is similar to taking a piece of wire, bending it and then rotating the bent wire until it breaks. This type of stress is created in curved canals as the bent file rotates. Torsion occurs when the tip or any other part of the file is bound within the canal while the shaft continues to rotate. Larger sized and greater taper files, although they are stronger, can create more torque when engaging the canal wall. In these cases, larger instruments should not be considered more resistant to fracture.²

As the instrument progresses down the canal, torque increases as a consequence of the expanded area of contact between the file and the dentinal wall, especially with increasing canal curvature. Therefore, when the file advances further into the canal, pressure should be avoided to prevent an increase in torque. Using a lubricant within the canal can reduce the friction between the instrument and canal wall. In the case of a sharp apical curve, an appropriate choice would be a file with a smaller taper (0.02), because it's least susceptible to fatigue, though this may limit the ability to thoroughly irrigate the canal.

Visual inspection of re-used instruments is not a reliable method for evaluating the potential for fracture. Studies have shown that fracture can occur without any visible signs of previous permanent deformation.³

For straight canals, file selection is primarily governed by the shape of the canal. A rapidly tapering canal may be better prepared by a larger tapered file, whereas a thinner less tapered canal may be better prepared by a smaller tapered file. There is less of a concern with fracture in straight canals compared to curved canals,⁴ so the clinician can base file selection more

on the canal shape and size. In a relatively straight or a gently curved portion of a canal, consider selecting an instrument with high strength to prevent fracture due to torsion. To prevent intracanal instrument separation or fracture, gaining straight line access (coronal and radicular) is necessary to allow an uninhibited path for the file to enter the canal.

In addition, following these tips may help reduce the risk of instrument fracture:⁵

- Use a high quality electric handpiece that maintains a constant speed
- Limit the number of re-uses of these instruments to two or three
- Adhere to the manufacturers' recommendations for handpiece speed.
- Keep the instrument moving while applying minimal apical pressure.
- Keep the file in the canal for less than 10 seconds.
- Prepare a glide path in the apical 1/3 of curved canals with a small stainless steel hand file.

In this study we evaluated eight brands of NiTi rotary endodontic files namely: 324 NiTi (Medidenta), EndoSequence (Brasseler), K3 (Sybron Endo), Liberator (Miltex), LightSpeed (Lightspeed Endodontics), ProFile Series 29 (DENTSPLY), ProTaper (DENTSPLY) and V-Taper (Guidance Endodontics). We measured the dimensions, maximum torsional strength before failure, angular deflection at failure, stiffness and corrosion resistance. It should be noted that, unlike hand files, that meet ISO standards, it is uncommon to find similar tip sizes and tapers as you compare brands of rotary endodontic instruments.

¹Walsch H. The hybrid concept of nickel-titanium rotary instrumentation. *Dent Clin N Am.* 2004;48:183-202.

²Bergmans L, Claymenbreugel JV, Wevers M, Lambrechts P. Mechanical root canal preparation with NiTi rotary instruments. : Rationale, performance and safety. *Status Report for the American Journal of Dentistry Am J Dent* 2001;14:324-333.

³Marending M, Lutz F, Barbaikow F. Scanning electron microscope appearances of Lightspeed instruments used clinically: a pilot study. *Int Endod J* 1998;31:57-62.

⁴Martin B, Zalada G, Varela P, Bahillo JG, Magan F, Ahn S, Rodriguez C. Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J* 2003;36:262-6.

⁵Patino PV, Biedma EM, Liebana CR, Cantatore G, Gonzalez J. The influence of a manual glide path on the separation rate of NiTi rotary Instruments. *J Endod* 2005;31:114-6.



Table 1. Product features and recommendations for use according to the manufacturer.

	324 NiTi Medidenta International, Inc.	EndoSequence Brasseler USA	K3 SybronEndo	Liberator Miltex, Inc.	LightSpeed Lightspeed Endodontics	ProFile Series 29 DENTSPLY Tulsa Dental	ProTaper DENTSPLY Tulsa Dental	V-Taper Guidance Endodontics
Speed (rpm)	350	500-600	350-500	1000-2000	2000	300	300	250
# of Uses	2	1	3-6	1-3	<8	1	1	4-6
Supplied Sterile	No	No	No	No	No	No	No	No
Taper (mm)	0.02	0.04 0.06	0.02-0.12	0.02-0.10	Taperless	0.04 0.06	Progressively tapered	0.06-0.10
Lengths (mm)	21 25	21 25 31	17 21 25 30	13-25	21 25 31 50	21 25 30	21 25	25
Tip diameters (mm)	0.15-0.80	0.15-0.60 (0.04 taper) 0.15-0.50 (0.06 taper)	0.15-0.60	0.15-1.18	0.20-1.40	0.129-1.00	0.17-0.30	0.20 0.25 0.30
Flaring Technique	Step back	Crown down	Crown down	Crown down Step back	Crown down	Crown down	Crown down	Crown down
Tip Design	Cutting	Non-cutting	Non-cutting	Non-cutting	Non-cutting	Non-cutting	Cutting	Non-cutting

Lab Notes: Each file was purchased for testing in the ADA laboratories to document dimensions, corrosion resistance, torsional strength before failure, angular deflection in clockwise rotation at failure, stiffness and fatigue. A full description of our test methods can be found on the ADA's web site at "www.ada.org/goto/ppr".

Here's how the tests relate to the clinical performance of the endodontic files:

Dimensions

Clinical Significance: This test documents the accuracy of the dimensions of the file specified by the manufacturer, and is critical to obtaining a seal with the obturating material.

Results: All the files passed this test and were within 05mm of the length and 0.02mm of the taper specified by the manufacturer as set forth in ANSI/ADA Specification No. 28.⁴

Corrosion Resistance

Clinical Significance: This test documents the ability of the instruments to withstand repeated steam and heat sterilizations (8 cycles each) without exhibiting signs of corrosion.

Results: No corrosion was observed on any of the files. Corrosion was observed in some areas of the handle of the Liberator file, which may have an effect on the chucking mechanism in the handpiece.

Torsional Strength before failure

Clinical Significance: This test documents the maximum force that an instrument can withstand before fracture when twisted.

Results: Larger sized files exhibited a greater resistance to fracture upon twisting. The K3 size 40 files had the highest average torque value. Comparisons should only be made between files of the same size and taper, because these characteristics will affect torsional strength. Therefore, we limited statistical analysis to K3, Liberator, EndoSequence and 324 NiTi. In general, there was little difference between the autoclaved and non-autoclaved values. (See Figure 1)

Angular Deflection in clockwise rotation at failure

Clinical Significance: This test documents the number of rotations that the files withstood before fracturing. In the clinic, this may be applicable to cases where the file becomes bound to the canal wall.

Results: 324 NiTi had the highest values for all of the sizes tested. Comparisons should only be made between files of the same size and

taper, as these characteristics will affect angular deflection. Therefore, we limited statistical analysis to K3, Liberator, EndoSequence and 324 NiTi. In general, there was little difference between the autoclaved and non-autoclaved values. (See Figure 2)

Stiffness

Clinical Significance: This test documents the flexibility of the instrument, which affects its ability to negotiate a curved canal.

Results: In general, there was no statistically significant difference between the autoclaved and the non-autoclaved files. K3 files were the stiffest for all the sizes tested. Comparisons should only be made between files of the same size and taper, because these characteristics will affect stiffness. Therefore, we limited statistical analysis to K3, Liberator, EndoSequence and 324 NiTi. (See Figure 3)

Fatigue

Clinical significance: This test documents the ability of an instrument to resist fracture when rotated in a flexed state at the manufacturer's recommended rotational speeds. This is important in estimating how many times a file can be used in a curved canal.

Results: In this test, files were bent at a 30 degree angle with 4.8 mm of the apical ends engaged with a cutting surface. Of those instruments recommended for use at higher speeds, only LightSpeed did not fracture during testing. Liberator failed sooner than EndoSequence, but was also tested at twice the speed. The instruments that are intended to be used at lower speeds did not fracture during the 25 hour testing with the exception of ProTaper, which failed after about 16,000 rotations (or 53 minutes). Previous work suggests that the angle and radius of curvature used in this study may not be severe enough⁵ or the stresses applied not high enough (beyond the elastic range of the material)⁶ to cause fracture in the allotted test time. More research is needed to determine the dependence of these parameters on fatigue life. Of the three brands of instruments that failed during testing, two of them showed a significant increase in time to failure after autoclaving as suggested in a previous study.⁷ (See Table 2)

⁴American National Standard/American Dental Association Specification No. 28-2002, Root Canal Files and Reamers, Type K for Hand Use. Chicago: American Dental Association

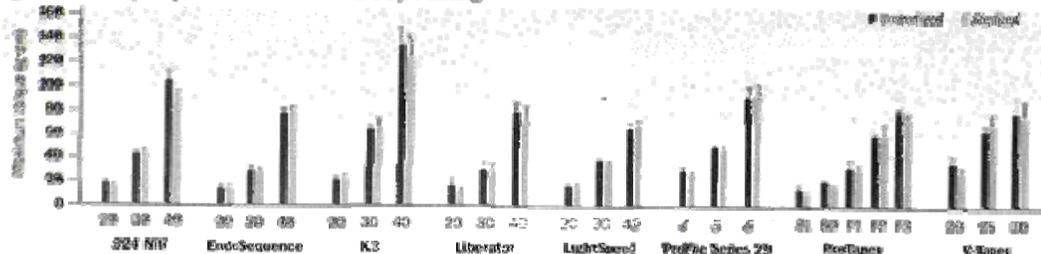
⁵John P. Pruett, David J. Clement, and David L. Carnes, "Cyclic Fatigue Testing of Nickel-Titanium Endodontic Instruments," *Journal of Endodontics*, Vol. 23, No. 2, Feb. 1997, 77-85.

⁶K. N. Melton and O. Mercier, "Fatigue of NiTi thermoelastic martensites. *Acta Met* 1979; 27: 137-44.

⁷Thomas P. Serene, J. David Adams, and Ashok Saxena, "Nickel-Titanium Instruments: Applications in Endodontics," Ishiyaku EuroAmerica, Inc., St. Louis, MO, 1995.

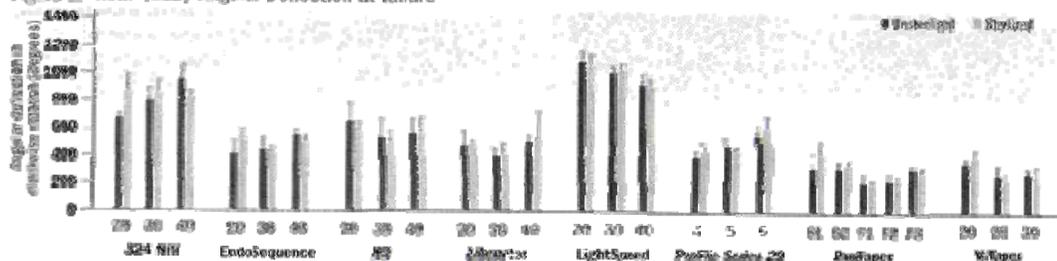


Figure 1. Mean (±SD) Resistance to Fracture by Twisting*



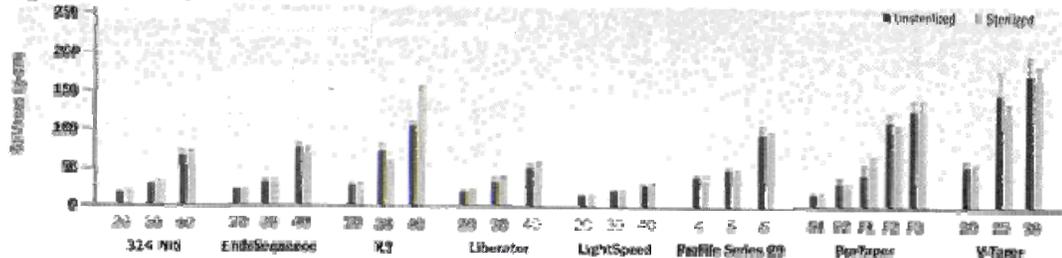
*Mean based on n = 5.

Figure 2. Mean (±SD) Angular Deflection at failure*



*Mean based on n = 5.

Figure 3. Mean (±SD) Seifness*



*Mean based on n = 5.

Table 2. Resistance to Fatigue*

	324 NIV Medidenta Dental, Inc.	EndoSequence Bredent Dental	K3 3M Dental	Liberator 3M Dental	LightSpeed 3M Dental	Profile Series 29 3M Dental	PreTaper 3M Dental	V-Taper Guidance Dental
Manufacturer's suggested speed (rpm)	350	200-1000	350	1000-2000	2000	300	300	200
Testing speed (rpm)	300	300	300	2000	2000	300	300	200
Non-activated Time at fracture ± SD (min)		20 ± 0		2 ± 0		Did not fracture during test	55 ± 01	
Activated Time at fracture ± SD (min)	Did not fracture during test	20 ± 0	Did not fracture during test	2 ± 0	Did not fracture during test	4 files did not fracture during test & 5 files fractured at 119 min	54 ± 11	Did not fracture during test

*Mean based on the average value of at least 5 replicates.